EIN BEITRAG ZU ÜBERSCHWELLIGEN OBJEKTIVEN UNTERSUCHUNGSMETHODEN IN DER AUDIOMETRIE

INAUGURAL–DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn

vorgelegt von

THORWALD WAIDNER
aus Kordel

BONN 1979

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546506_0037

EIN BEITRAG ZU ÜBERSCHWELLIGEN OBJEKTIVEN UNTERSUCHUNGSMETHODEN IN DER AUDIOMETRIE

INAUGURAL–DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
zu Bonn

vorgelegt von

THORWALD WAIDNER

aus Kordel

BONN 1979

Angefertigt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. H.J. Opitz
2. Gutachter: Prof.Dr.H.Stoeckel

Aus der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Rheinischen
Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. W. Becker

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Druck: Dissertationsdruck M.Wehle
Hauptstraße240
5305Alfter/Witterschlick

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

		Seite
1.	Einleitung	5
2.	Die Elektrische Reaktionsaudiometrie (ERA) - ein objektives audiometrisches Verfahren	6
2.1	Das Elektroenzephalogramm (EEG) als Ausgangsbasis akustisch evozierter Potentiale	6
2.2	Die akustisch evozierten Potentiale (AEP) als physiologisches Substrat objektiver Audiometrie	7
2.3	Die akustisch evozierten Langsamen Rindenpotentiale (Vertex-Potential)	7
2.3.1	Messtechnische Voraussetzungen	10
2.3.2	Versuchsanordnung zur Registrierung akustisch evozierter Potentiale	11
2.3.3	Die charakteristischen Parameter der Langsamen Rindenpotentiale	14
2.3.4	Vergleich psychoakustisch und elektrophysiologisch ermittelter Hörschwellen	15
2.3.5	Hauptanwendungsgebiete und Möglichkeiten audiologischer Diagnostik mittels Langsamer Rindenpotentiale	16
3.	Die Bedeutung des Vertex-Potentiales in der Geräuschaudiometrie	18
3.1	Physiologische Grundlagen der Verdeckung von Schallen	18
3.1.1	Schallübertragung und Schalltransformation im Innenohr	18
3.1.2	Verdeckung von Schallen (Masking) und Mithörschwellen	22
3.2	Grundlagen der Geräuschaudiometrie	24
3.3	Zur Theorie der Geräusche	25

		Seite
3.4	Verdeckung bei pathologischem Gehör	28
3.5	Eigene Experimente	30
3.5.1	Versuchsaufbau	31
3.5.2	Versuchsdurchführung und Ergebnisse	35
	a. psychoakustische Verdeckungsmessungen	35
	b. elektrophysiologische Verdeckungsmessungen beim Normalhörenden	36
	c. elektrophysiologische Verdeckungsmessungen bei pathologischem Gehör	48
3.6	Diskussion der Ergebnisse	56
3.7	Zusammenfassung	63
4.	Stapediusreflexaudiometrie und ERA	66
4.1	Der akustische Stapediusreflex	66
4.1.1	Physiologische Grundlagen	66
4.1.2	Reflexbogen und Charakteristika des Stapediusreflexes	68
4.1.3	Messmethoden zur Registrierung der Kontraktion des Musculus stapedius	71
4.2	Eigene Experimente	73
4.2.1	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	74
4.2.2	Versuchsergebnisse	77
4.3	Diskussion der Ergebnisse	85
4.4	Zusammenfassung	88
5.	Literaturverzeichnis	90

1. Einleitung

Die vorliegende Arbeit entstand im Zusammenhang mit einem an der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Bonn durchgeführten Forschungsprogramm über die Möglichkeiten verbesserter Diagnostik der Hörfähigkeit bei Kindern, speziell zur Differenzierung cochleärer und retrocochleärer, insbesondere zerebraler Hörstörungen mittels objektiver Hörprüfmethoden.

Das Ziel dieser Arbeit ist, die in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewinnende Elektrische Reaktionsaudiometrie (ERA) als objektives (elektrophysiologisches) audiometrisches Verfahren verstärkt in die audiologische Diagnostik miteinzubeziehen.

Der einleitende Teil der vorliegenden Arbeit gibt einen Überblick über die ERA als objektives audiometrisches Verfahren sowie deren Einsatzmöglichkeit im Rahmen der Geräuschaudiometrie, speziell der Langenbeck'schen Geräuschaudiometrie.
Die durchgeführten Experimente dienen der Abklärung der für eine mögliche diagnostische Aussagefähigkeit bei geräuschaudiometrischen Untersuchungen hinsichtlich cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen notwendigen messtechnischen Voraussetzungen sowie zur Feststellung und Beschreibung auf elektrophysiologischem Wege gewonnener geräuschaudiometrischer Kenngrössen für das normale Gehör. Hierzu werden die mittels subjektiver (psychoakustischer) und objektiver (elektrophysiologischer) audiometrischer Verfahren gemessenen Mithörschwellen verglichen.

Der zweite Teil dieser Arbeit behandelt den akustischen Mittelohrreflex im Zusammenhang mit der Elektrischen Reaktionsaudiometrie.
Die Aufgabe der hierzu durchgeführten Experimente dient der Beantwortung der Frage, ob die akustische Mittelohrreflexaudiometrie und die Elektrische Reaktionsaudiometrie als kombiniertes Messverfahren eine Verbesserung der Diagnostik der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment erbringen.

2. Die Elektrische Reaktionsaudiometrie (ERA) - ein objektives audiometrisches Verfahren

Zur audiometrischen Bestimmung des Hörvermögens bieten sich zwei prinzipiell verschiedene Verfahrensweisen an:

1. Die subjektive Bestimmung des Hörvermögens wobei die individuelle Empfindungsgrösse in Relation zu einer an einem grossen Kollektiv Normalhörender ermittelten Hörschwellen gesetzt wird (psychoakustische oder subjektive audiometrische Verfahren).

2. Die von der Empfindungsgrösse unabhängige Messung der das zentrale Hörbahnsystem durchlaufenden reizinduzierten nervösen Erregungen, deren Korrelat als bioelektrische Potentiale vom intakten menschlichen Schädel ableitbar ist (elektrophysiologische oder objektive audiometrische Verfahren).

Ein derartiges Verfahren ist die Elektrische Reaktionsaudiometrie.

2.1 Das Elektroenzephalogramm (EEG) als Ausgangsbasis akustisch evozierter Potentiale

Von der intakten menschlichen Kopfhaut lassen sich Gleichspannungsschwankungen ableiten, die Ausdruck der bioelektrischen Vorgänge im Dendritengeflecht der oberen Cortexschichten sind. Ihr Auftreten ist spontaner Natur, ihr Ablauf vollzieht sich kontinuierlich in Wellenform. Hinsichtlich Amplitude und Frequenz sind im nichtpathologischen EEG vier charakteristische Gruppen zerebraler Spontanaktivität als Alpha-Rhythmen (Frequenz 8-13/sec), Beta-Rhythmen (Frequenz 14-30/sec), Theta-Rhythmen (Frequenz 4-7/sec) und Delta-Rhythmen (Frequenz 0.5-3/sec) beschrieben. Ihre Amplituden bewegen sich zwischen 10 und 150 Mikrovolt (15). Die im EEG vorherrschenden Rhythmen sind abhängig vom Reifungsgrad des Zentralnervensystems, vom individuellen Wachheits- und Aufmerksamkeitsgrad, sowie von eventuellen pathologischen zerebralen Veränderungen.

2.2 Die akustisch evozierten Potentiale (AEP) als physiologisches Substrat objektiver Audiometrie

Neben den ohne externen Reiz ablaufenden, spontanen zerebralen Spannungsschwankungen lassen sich mit Hilfe elektroenzephalographischer Methoden auch reizinduzierte Potentiale von der intakten menschlichen Kopfhaut ableiten - die evozierten Potentiale.

Bei akustischen Reizen werden je nach Ableitungsort und Messbedingungen die nachfolgend aufgeführten akustisch evozierten Potentiale in zeitlicher Abfolge erfasst:

1. Das Elektrocochleogramm
bestehend aus dem cochleären Mikrophonpotential und dem Summenaktionspotential des Nervus acusticus
2. Neurogene Frühpotentiale
3. Potentiale mittlerer Latenz
4. Spätpotentiale oder langsame Rindenpotentiale (V-Potential)
5. Gleichspannungspotentiale (Contingent Negative Variation)

Jedes der angeführten Potentiale besitzt seine charakteristische zeitliche Latenz, die die Zeit vom Eintreffen eines Schallreizes am Ohr bis zum Beginn der Erregung der den Potentialen korrelierten Neuronenverbänden beinhaltet.

Die umseitige Abbildung 1 zeigt eine graphische Zusammenstellung der oben angeführten akustisch evozierten Potentiale.
Vertex-positive Potentiale sind mit P, vertex-negative Potentiale sind mit N bezeichnet.
Die unter Punkt 4 bezeichneten Langsamen Rindenpotentiale sind Gegenstand dieser Arbeit, auf diese wird daher im folgenden näher eingegangen.

2.3 Die akustisch evozierten Langsamen Rindenpotentiale (Vertex-Potential)

Langsame Rindenpotentiale können bei akustischen Reizen als spezifische Primärantwort über dem auditiven Cortex und, als vorwiegend unspezifische, durch Reize verschiedener sensorischer Qualitäten evozierbare Assoziationsantwort über den über die Grosshirn-

hemisphären verstreuten Assoziationsfeldern abgeleitet werden. Die Assoziationsantworten haben ihr Maximum am Vertex (sog. Vertex- oder V-Potential). Die evozierten Rindenpotentiale sind als bioelektrisches Äquivalent synchron aktivierter Neuronenverbände des Cortex interpretiert worden (38, 49). Hinsichtlich der grundlegenden physiologischen Vorgänge, die zur Entstehung des Vertex-Potentials führen, bestehen zur Zeit noch viele Unklarheiten.

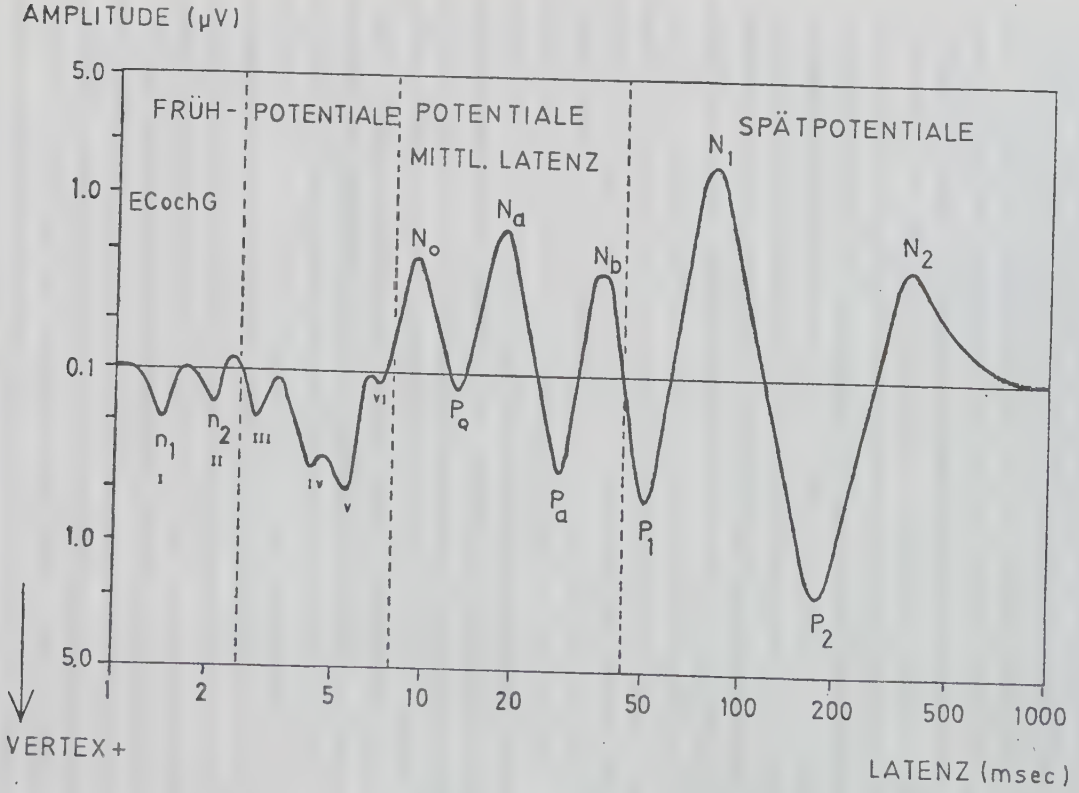

Abb. 1 aus Spillmann, T.; Leitner, H.; (38) EEG-Audiometrie u. Elektrocochleographie, Grundlagen u. Methodik Audiotechnik 24, 1975

2.3.1 Messtechnische Voraussetzungen

Die Langsamen Rindenpotentiale werden vergleichbar der Elektroenzephalographie von der intakten menschlichen Kopfhaut abgeleitet. Die Ableitung erfolgt üblicherweise mittels 3 Elektroden über einen Differenzverstärker, differente Elektrode, indifferente - oder Bezugselektrode und Erdungselektrode. Das zu messende Potential wird zwischen differenter und indifferenter Elektrode abgegriffen und verstärkt. Vertex-positive Spannungsschwankungen werden mit P, vertex-negative Spannungsschwankungen mit N bezeichnet.
Da die Langsamen Rindenpotentiale praktisch über der gesamten Calotte, mit Maximum am Vertex, gemessen werden können, ergeben sich hinsichtlich der Positionierung von differenter und indifferenter Elektrode naturgemäss eine Anzahl von Möglichkeiten. Die gebräuchlichste Anordnung ist die Vertex (different) gegen Mastoid (indifferent) Elektrodenposition. Die Lage der Erdungselektrode ist von untergeordneter Bedeutung. Diese Elektrodenanordnung hat für ipsilaterale und kontralaterale Beschallung Bestand.
Eine Hauptschwierigkeit bei der Messung akustisch evozierter Potentiale besteht zum Einen in der Extraktion der AEP's aus dem störenden Hintergrundpegel der kortikalen Spontanaktivität, zum Andern in der Elimination elektrostatischer und vom Probanden verursachter, hauptsächlich bewegungsbedingter Artefakte mit hohem Störanteil, die eine Registrierung der AEPs völlig unmöglich machen können.
Vergleicht man die Amplituden der kortikalen Spontanaktivität (10-150 Mikrovolt) mit den Amplituden der Einzel-AEPs, die etwa im Bereich zwischen 1 Mikrovolt und 10 Mikrovolt liegen, so wird ersichtlich, dass ohne die Zuhilfenahme besonderer messtechnischer Verfahren eine Extraktion der akustisch evozierten Potentiale aus dem Hintergrundstörpegel nicht möglich wäre. Das hierzu am besten geeignete Verfahren ist die computergesteuerte Mittelwertbildung (Averaging).
Eine besondere Schwierigkeit bei der Registrierung akustisch evozierter Potentiale stellen Auftreten und Elimination von Einzel-

potentialen mit hohem Störgehalt dar, die teils elektrostatischen Ursprungs, teils vom Probanden verursachte myogene Artefakte sind.

Durch Einengung des vom EEG- Vorverstärker übertragenen und verstärkten Frequenzbandes mittels EEG- Filter auf eine Frequenzbandbreite welche noch zu keiner wesentlichen Veränderung der abgeleiteten AEPs führt, lassen sich Artefakte, deren Frequenz ausserhalb des eingestellten Frequenzbandes liegt, eliminieren. Nach Tietze et al. (46) ist für die Registrierung von Vertex-Potentialen ein Frequenzband von 1-30 Hz am günstigsten.
Johannsen (17) empfiehlt ein Frequenzband von 1.6-13.6 Hz. Die durch die Frequenzbandeinengung bedingte Glättung der AEPs darf bei Vergleichsmessungen nicht ausser Acht gelassen werden (17).
Die weitgehende Minderung bzw.Eliminierung von Potentialen mit exzessivem Störanteil ist durch computergesteuerte Artefakt-Elimination über einen dem Messdatenspeicher des Computers vorgeschalteten Vergleichsspeicher möglich.

Durch zusätzliche mathematische Analyseverfahren zur Auswertung akustisch evozierter Potentiale gelingt eine weitere Verbesserung der Messresultate (s. Spreng, 39).

Zusammenfassend kann gesagt werden, dies wurde durch die eigenen Experimente bestätigt, dass mit Hilfe der oben angeführten Messtechniken im überschwelligen Bereich im allgemeinen verlässliche Resultate erzielt werden können, die Bestimmung der Hörschwellen aufgrund der ungünstigen Signal- Störpotential-Relation im schwelligen Bereich aber problematisch ist.

2.3.2 Versuchsanordnung zur Registrierung akustisch evozierter Potentiale

Die umseitige Abbildung 2 zeigt eine Versuchsanordnung zur Registrierung von AEPs. Die im Messdatenspeicher (Computerkanal I) gespeicherten Messergebnisse werden vom XY-Schreiber ausgeschrieben. Der Computerkanal II dient der Artefakt-Elimination.
Der Programmierer besorgt die Synchronisation von Reizeinsatz und

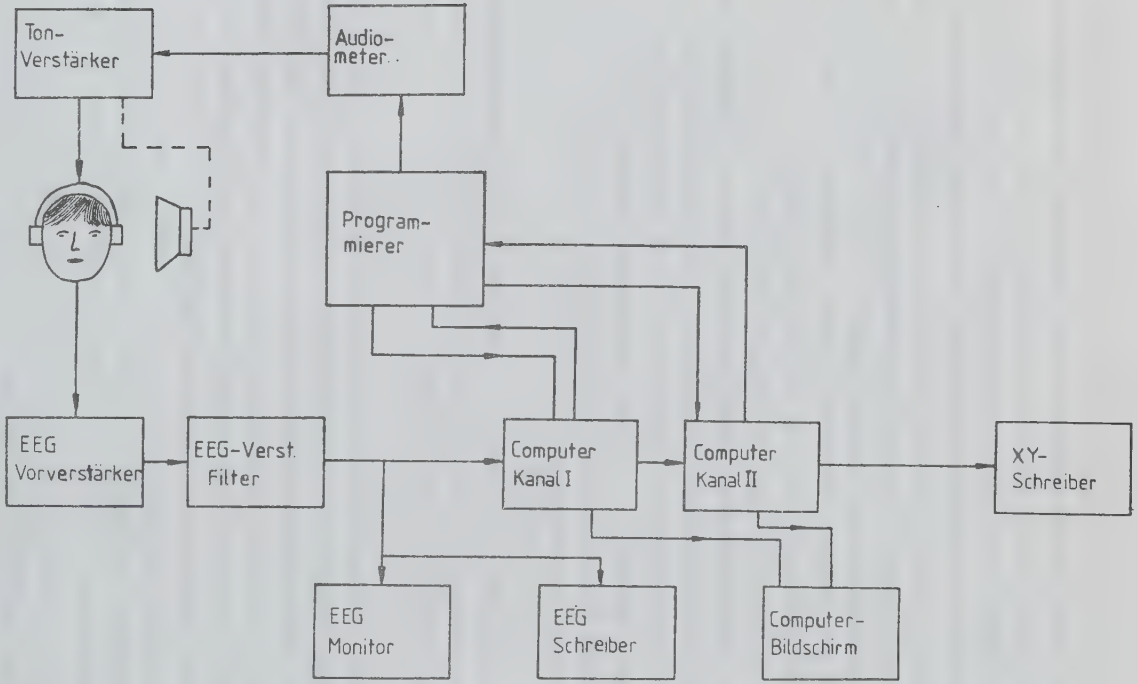

Abb. 2 nach Spillmann, T; Leitner, H; (38) EEG-Audiometrie u. Elektrocochleographie, Grundlagen u. Methodik Audiotechnik 24, 1975

Analysierzeit (-vorgang).

EEG-Monitor und EEG-Schreiber dienen der fortlaufenden EEG-Registrierung während des Messvorganges.
Der EEG- Vorverstärker dient der Signalverstärkung, der EEG-Verstärkerfilter bestimmt die Frequenzbandbreite.

Zur Standardisierung des Messverfahrens wurde von Karnahl und Stange (18) die Einhaltung der folgenden messtechnischen Parameter bei der Messung von Vertex-Potentialen vorgeschlagen:

Elektrodenanordnung	:	Vertex und Mastoid
Interstimulusintervall:		ausreichend grosse Reizintervalle, die zentrale Adaptationsvorgänge ausschließen; (etwa 1-3 Sekunden (40))
Tonanstiegsflanke und Tonabstiegsflanke	:	je 5 Millisekunden
Frequenzbandbreite	:	bei Erwachsenen 0.5 Hz-100 Hz (vgl. aber 17 und 46)
Analysierzeit des Mittelwertrechners (Averager)	:	1000 Millisekunden
Potentialdarstellung	:	Vertex-negative Potentiale in positiver Darstellung (Bezeichnung mit N), Vertex-positive Potentiale in negativer Darstellung (Bezeichnung mit P)

Eine numerische Auswertung der gewonnenen Messergebnisse sollte Karnahl und Stange zufolge anhand der stabilen Potentialkomponenten N_1 und P_2 vorgenommen werden.

Orientierende Messungen sollten nach Auffassung beider Autoren etwa 40dB oberhalb der Hörschwelle durchgeführt werden, da bei langdauernden Messungen in Schwellennähe keine eindeutigen Ergebnisse zu erzielen seien.

2.3.3 Die charakteristischen Parameter der Langsamen Rindenpotentiale

Das Vertex-Potential als bioelektrisches Korrelat der praktisch letzten Stufe akustischer Informationsverarbeitung zeigt hinsichtlich der Reizparameter spezifische Charakteristika. Auf den Reizeinsatz bezogen (on-Effekt) zeigt das V-Potential die folgenden charakteristischen Spannungsmaxima, wobei Vertex-positive Komponenten mit P und Vertex-negative Komponenten mit N bezeichnet sind:

die positive Komponente P_1 nach etwa 40- 80 ms
die negative Komponente N_1 nach etwa 90-140 ms
die positive Komponente P_2 nach etwa 180-220 ms
und die negative Komponente N_2 nach etwa 200-300 ms
(9, 29, 32)

Die Amplituden der einzelnen Komponenten liegen zwischen 1 Mikrovolt und 10 Mikrovolt für einmalige Stimulation (40). Neben den durch den Einsatz eines Reizes evozierten kortikalen Spannungsschwankungen (on-Effekt) können auch durch die Beendigung eines Reizes Spannungschwankungen evoziert werden (off-Effekt). On-Effekt und Off-Effekt unterscheiden sich in Amplitude und Latenz der Potentialkomponenten (s. Spychala et al., 41). Eine numerische Auswertung der ERA erfolgt üblicherweise anhand der stabilen Potentialkomponenten P_1, N_1 und P_2. Amplituden- und Latenzzeitverhalten der V-Potentialkomponenten zeigen eine Abhängigkeit von reizspezifischen Parametern wie Reizintensität, Reizdauer, Tonanstiegsflanke bei der Beschallung mit tone-bursts, Beschallungsfrequenz und Reizfolgefrequenz. Daneben besteht eine Abhängigkeit von physiologischen und psychologischen Variablen wie Lebensalter, Aufmerksamkeit und Wachheitszustand des Probanden.

Die umseitige Abbildung 3 zeigt eine mit einem Ton von 1000 Hz und 60dBSPL Schalldruckpegel durchgeführte V-Potentialmessung. Die Anzahl der Mittlungsschritte ist 16. Die Latenzzeit ist in Millisekungen (Abszisse), die Potentialamplituden in Mikrovolt (Ordinate) bezogen auf eine Einzelmessung angegeben.
Die Abbildung zeigt die deutlich ausgeprägten Potentialkomponenten

P_1, N_1 und P_2. Die Komponente N_2 wird im Messgraphen nicht erkennbar.

Abb. 3 Vertex-Potential bei 60dBSPL

2.3.4 Vergleich psychoakustisch und elektrophysiologisch ermittelter Hörschwellen

Nach Spreng (40) ist als Hörschwelle bei der ERA derjenige Schalldruckpegel anzusehen, bei dem in 50 % der Fälle noch ein V-Potential feststellbar und in 50 % der Fälle kein V-Potential mehr messbar ist.

Tietze et al. (46) geben als Hörschwelle bei der ERA denjenigen Schalldruckpegel an, der gerade noch eine erkennbare Reizantwort evoziert.

In grosser Übereinstimmung wird von nahezu allen Autoren ein hohes Mass an Koinzidenz zwischen psychoakustisch und elektrophysiologisch gemessenen Hörschwellen angegeben. Die Abweichungen liegen für Erwachsene in der Grössenordnung von etwa 5-10dB (8, 33, 34, 44, 45); für Kinder liegen die Werte ungünstiger (45).

2.3.5 Hauptanwendungsgebiete und Möglichkeiten audiologischer Diagnostik mittels Langsamer Rindenpotentiale

Ein Hauptanwendungsgebiet für die diagnostische Bestimmung der Langsamen Rindenpotentiale liegt in der Pädaudiologie, wo mit psychoakustischen audiometrischen Verfahren oft nur wenig aussagekräftige Messergebnisse zu erzielen sind, die eine Beurteilung des kindlichen Hörvermögens nicht zulassen.

Über die Bestimmung der Vertex-Potentiale hingegen gelingt die Beurteilung kindlicher Hörfähigkeit nach Rapin et al. (30) und Theissing (45) meist mit ausreichender Genauigkeit.
Zur Erzielung verwertbarer Messresultate bei Kindern ist in den meisten Fällen die Applikation sedierender Pharmaka erforderlich. Die Interpretation kindlicher Messergebnisse wird jedoch durch die letztlich nicht befriedigend geklärte Interaktion zwischen sedierender Droge und AEP nicht unerheblich kompliziert. Die Interpretation von Vertex-Potential-Messungen wird insbesondere bei Kindern durch das gehäufte Auftreten falsch positiver oder falsch negativer Artefakte im Messgraphen zusätzlich erschwert. Im frühen Kindesalter sind nach Handrock et al. (16) zudem atypische Potentialverläufe häufig, welche die Auswertung der Messgraphen weiter komplizieren.

Falsch positive Artefakte im Messgraphen können zum Übersehen von Hörschäden und zu einer falschen Beurteilung des Hörvermögens führen. Es darf auch nicht ausser Acht gelassen werden, dass die Elektrische Reaktionsaudiometrie in Einzelfällen völlig versagen kann und keinerlei verwertbare Resultate liefert.
Nach Stange (42) und Theissing (45) "ist es daher nicht statthaft trotz einer für die Kinderaudiometrie nicht ungünstig erscheinenden Streubreite alleine auf der ERA eine pädaudiologische Diagnose aufzubauen."

Eine weitere wichtige Funktion kommt der ERA bei gutachterlichen Fragestellungen zu, da sie auch bei mangelnder oder fehlender Kooperationsbereitschaft bei Erwachsenen in den meisten Fällen noch verwertbare Resultate liefert.

Eine neuro-otologische Topodiagnostik zentraler Hörbahnstörungen mittels Langsamer Rindenpotentiale scheint zum gegenwärtigen Zeitpunkt noch nicht möglich zu sein (7, 22, 35, 42, 43), doch lassen sich aus den ERA-Resultaten wertvolle diagnostische Schlüsse beim Vorliegen einer Störung im Bereich der unteren zentralen Hörbahn, insbesondere bei Innenohrstörungen mit Recruitment ziehen.

Nach Angaben von Davies und Roberts (8), Kollár (22) und Marco (24) zeigt der Recruitment-Schwerhörige eine mit steigender überschwelliger Reizintensität stärkere Zunahme der Amplitude des Vertex-Potentials als der Normalhörende.
Nach Marco (24) geht die beim Normalhörenden bestehende lineare Relation zwischen Reizintensität und V-Potential-Amplitude bei der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment verloren. Ausserdem fand Kollár (22) beim Recruitment-Schwerhörigen mit steigender überschwelliger Reizintensität eine stärkere Latenzzeitverkürzung als beim Normalhörenden. Der Eintritt des Lautheitsausgleiches führt nach seinen Angaben zu einem Ausgleich der Latenzzeiten von Normalhörendem und Recruitment-Schwerhörigem.

3. Die Bedeutung des Vertex-Potentiales in der Geräuschaudiometrie

Die Hauptindikation geräuschaudiometrischer Untersuchungen liegt in der Diagnose und Differenzierung cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen. Aus dem Bestreben nach weitgehender Objektivierung geräuschaudiometrischer Daten stellt sich die Frage nach der Übertragbarkeit psychoakustisch gewonnener Messergebnisse auf elektrophysiologische Verhältnisse. Die Tatsache, dass sich aus der ERA in der Diagnostik von Störungen im Bereich der unteren zentralen Hörbahn wertvolle Schlussfolgerungen ergeben, lässt die ERA als durchaus geeignetes Mittel objektiver geräuschaudiometrischer Untersuchungen erscheinen.

3.1 Physiologische Grundlagen der Verdeckung von Schallen

Verdeckung ist ein an die Funktion des Innenohres geknüpfter komplexer Vorgang der Verarbeitung akustischer Information. Die dabei ablaufenden physiologischen Vorgänge konnten im Detail bis heute nicht ganz geklärt werden.

3.1.1 Schallübertragung und Schalltransformation im Innenohr

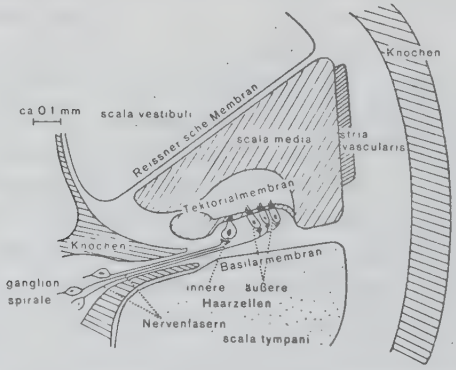

Abb. 4 aus Klinke, R; Schmidt, R.F.; (20) Physiologie des Hörens, in: Grundriss der Sinnesphysiologie Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y.1973

Die umseitige Abbildung 4 zeigt in schematischer Darstellung einen Querschnitt durch eine Cochlea-Windung des Innenohres. Das auf der Basilarmembran befindliche Corti'sche Organ, der sensorische Apparat des Gehörs, enthält, eingebettet in Stützzellen, die stereocilientragenden Rezeptorzellen (Haarzellen). Äussere und innere Haarzellen werden getrennt innerviert.

Eine am Innenohr eintreffende Schallwelle führt zu Volumenverschiebungen der perilymphhaltigen Scala vestibuli und Scala tympani. Die Volumenbewegungen der Perilymphe führen zu einer Auslenkung der Basilarmembran und der Reissner'schen Membran gegen die Scalen in Form einer helicotremawärts fortlaufenden Wellenbewegung (sog. Wanderwellen). Die Wanderwellen zeigen ein charakteristisches Schwingungsverhalten, ihre Schwingungsamplitude wird von der Schneckenbasis zur Schneckenspitze hin zunächst zunehmend grösser, erreicht ein Schwingungsmaximum und nimmt kurz nach dem Erreichen der Maximalamplitude rapide ab und ist dann helicotremawärts nicht mehr nachweisbar. Das Amplitudenmaximum liegt nun für jede Schallfrequenz an einem anderen Ort der Cochlea, für Schwingungen hoher Frequenz in Steigbügelnähe, für Schwingungen niederer Frequenz weiter in Richtung Helicotrema.
Hier tritt eine fundamentale Leistung des menschlichen Gehörs zutage, die frequenzspezifische Abbildung von Schallwellen. Jede Schallfrequenz wird also an einem für sie charakteristischen Ort der rezeptortragenden Basilarmembran abgebildet.

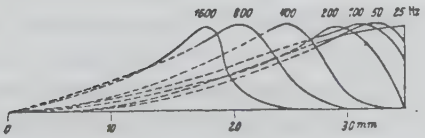

Abb. 5 aus Rein, H.; Schneider, M. (31) Physiologie des Menschen 16. Aufl. Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1973

Die umseitige Abbildung 5 zeigt die Maximalamplituden der Wanderwellen für sinusförmige Schwingungen verschiedener Frequenzen in Abhängigkeit von der Entfernung zur Schneckenbasis (O=Ort des ovalen Fensters).
Die Abbildung verdeutlicht die hohe Frequenzselektivität des hydromechanischen Apparates der Cochlea.
Die in der Cochlea fortlaufenden Wanderwellen führen über Bewegungen von endolymphreicher Scala media und Tektorialmembran zu einer Abscherung der Stereocilien der Haarzellen; diese Abscherung ist dort am ausgeprägtesten, wo die Wanderwellen ihre maximalen Schwingungsamplituden erreichen.
Der durch die Abscherung der Stereocilien gesetzte taktile Reiz stellt den adäquaten, d.h. erregungsbildenden Reiz für die Haarzellen dar.
Ebenso wie der hydromechanische Apparat der Cochlea, weisen die inneren Haarzellen eine hohe frequenzspezifische Erregbarkeit auf, d.h. einer definierten Schallfrequenz sind definierte innere Haarzellen spezifisch zugeordnet. Frequenzspezifische Registrierungen von Haarzellentladungsmustern werden "Tuning-Kurven" genannt. Einem jeden Schwingungsmaximum der frequenzspezifischen Wanderwellen ist somit eine definierte Anzahl korrespondierender innerer Haarzellen korreliert.
Die Frequenzspezifität der Abbildung akustischer Information bleibt auch in den Nervenfasern des Nervus acusticus erhalten.
Nach Zwicker (51, 52) ist die Frequenzselektivität des menschlichen Gehörs vorwiegend eine Leistung des hydromechanischen Apparates der Cochlea. Ob und inwieweit diese hydromechanische Frequenzselektivität noch durch neuronale Prozesse erhöht wird ist unklar. Aus den Erkenntnissen über die Frequenzselektivität des Gehörs resultiert die Folgerung, dass Schallereignisse vom Sinnesorgan Ohr nicht als amorphes Spektrum von Frequenzen sondern in getrennten, relativ schmalen Frequenzbereichen, den Frequenzgruppen (50), entsprechend der Frequenzspezifität der cochleären Wanderwellen und Tuning-Kurven der inneren Haarzellen, wahrgenommen werden. Die Frequenzgruppen haben unterhalb von 500 Hz alle etwa dieselbe Breite und nehmen oberhalb von 500 Hz

proportional der Frequenz zu (50). Die Frequenzgruppen oder "critical bands" bezeichnen diejenigen Grenzfrequenzen innerhalb derer sich zwei Schallereignisse gegenseitig in ihrer Wahrnehmbarkeit beeinflussen (5).
Verdeckungsmessungen haben die Erforschung der Frequenzselektivität des menschlichen Gehörs in entscheidendem Masse mitbeeinflusst.

3.1.2 Verdeckung von Schallen (Masking) und Mithörschwellen

Allgemein lässt sich Verdeckung definieren als Vorgang bei dem die Wahrnehmbarkeit eines Signales durch die Anwesenheit eines Störsignales (Masker) beeinträchtigt wird.
Die Schwelle der Wahrnehmbarkeit des Signales (Hörschwelle) wird durch die Anwesenheit des Maskers zu höheren Schallpegeln hin verschoben (Mithörschwelle).
Als Mithörschwelle gilt der Schallpegel, bei dem der Signalschall gerade aus dem Störschall herausgehört werden kann. Der für die Verdeckbarkeit von Schallen entscheidende Vorgang ist in der Frequenzselektivität des Gehörs beinhaltet. Dies bedeutet, dass das Gehör Signal und Störschall innerhalb der Hörfläche in den bereits besprochenen critical bands wahrnimmt und miteinander vergleicht.
Der Verdeckungseffekt ist maximal, wenn die Frequenz von Signal und Störschall (Masker) dicht beieinander liegen (12, 37). Einen weiteren Hinweis auf die Zusammenhänge zwischen Verdeckungseffekt und Frequenzselektivität des Gehörs gibt das von Zwicker (51) beschriebene parallele Verhalten von Tuning-Kurven und Verdeckungskennlinien, d.h. Tuning-Kurven bei zusätzlichem Masking, in Einzelfasern des Nervus acusticus.
Der Verdeckungseffekt ist das Resultat des Intensitätsvergleiches zwischen Signal und Masker innerhalb der betroffenen Frequenzgruppe. Es wird angenommen, dass Signal und Störschall einem Filterungsprozess unterworfen sind, das Filter stellen die Frequenzgruppen dar, als dessen Ergebnis der Vergleich von Signalenergie+ Störschallenergie mit der Signalenergie am Filterausgang resultiert (26).
Das Resultat am Filterausgang ist die subjektive Wahrnehmungsgrösse des Verdeckungsprozesses.
Nach Zwicker (51) beruht Verdeckung vorwiegend auf einem hydromechanischen Filterungsprozess und findet vor der Kodierung von Schallereignissen in neuronale Spikefolgen statt. Demnach wäre die hydromechanische Frequenzselektivität der Cochlea, d.h. die Frequenzspezifität der Wanderwellen, der für die Verdeckung entscheidende Faktor.

Nach Angaben von Lehnhardt (23) wird der Signalschall im Störschallpegel erst als solcher empfunden, wenn er einen mindestens gleichstarken Reiz in Form einer Auslenkung bzw. Ausbauchung auf korrespondierende Anteile der Basilarmembran ausübt wie der ihn verdeckende Störschall.

Nach der "line-busy"-Theorie von Forbes ist die Ursache der Verdeckungserscheinungen in der Verknüpfung der Haarzellen mit den Dendriten der Spiralganglien zu sehen, wobei der Grad der Maskierung zweier Schalle auf das Ausmass der gemeinsam geteilten bzw. benutzten Nervenfasern schliessen lässt (27). Die "line-busy"-Theorie schreibt folglich den Verdeckungseffekt neuronalen Vorgängen zu, danach wären die afferente Leitungskapazität und die Refraktärzeit der Ganglienzellen des Ganglion spirale die für die Verdeckung entscheidenden Faktoren.

Die Hirnzuschaltung eines Störschalles zum Signalschall führt nach Angaben von Vogten (47) zu einer Änderung der Entladungsaktivität in Nervenfasern die ursprünglich nur durch den Signalschall erregt waren.

Klinke (19) berichtet von einer Änderung der zeitlichen Zuordnung der Einzelfaserpotentiale im Nervus acusticus bei Hinzuschaltung eines Störschalles zum Signalschall sowie von einer Verkleinerung des Summenaktionspotentiales im Nervus VIII. Die dem Verdeckungseffekt zugrunde liegenden physiologischen Vorgänge sind im Detail noch unklar, da bis heute keine Möglichkeit existiert, die Transformation eines physikalisch messbaren Schalles mit physiologischen Messmethoden bis hin zur Schallverarbeitung zu verfolgen (51).

3.2 Grundlagen der Geräuschaudiometrie

Prinzipiell kann bei der Verdeckung von Tönen jedes beliebige Geräusch als Masker dienen.
Zu jeder Geräuschform die als Störschall verwendet wird, gibt es eine besondere Mithörschwelle. Die Mithörschwellen unterliegen weitaus geringeren individuellen Schwankungen als die Ruhehörschwellen (50).
Die audiometrische Registrierung psychoakustisch ermittelter Mithörschwellen erfolgt gemäss den Angaben des Probanden. Die Bestimmung der Mithörschwellen über die Langsamen Rindenpotentiale bedarf einer gesonderten Erörterung die für die Festlegung der Reizparameter bei elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen von Bedeutung ist. Die Präsentation eines Geräusches führt ebenso zur Ausprägung eines Vertex-Potentiales wie die Präsentation des Testtones. Dieser Vorgang ist nach Angaben von Spreng (40) etwa 300 Millisekunden nach dem Geräusch-onset abgeschlossen. Fiele nun der Ton-onset in das Zeitintervall kleiner 300 ms nach dem Geräusch-onset, so würde dies, selbst bei überschwelligem Tonpegel, nicht zur Ausprägung eines ton-evozierten Vertex-Potentiales führen. Eine Intensitätserhöhung oder Frequenzänderung wird nämlich nur dann mit einem evozierten Potential beantwortet, wenn in dem der Intensitätserhöhung bzw. Frequenzänderung vorangehenden Zeitintervall von etwa 300-500 ms eine konstante Schallintensität bzw. Frequenz vorlag (40).
Bei elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen darf demnach der Signal-onset frühestens 300 ms nach dem Masker-onset erfolgen.

3.3 Zur Theorie der Geräusche

Wie bereits erwähnt kann bei Verdeckungsmessungen jedes beliebige Geräusch als Masker dienen.
Es hat sich jedoch für die praktische Audiometrie als zweckmässig erwiesen von Geräuschen auszugehen, bei denen sich kein Zeitabschnitt und kein Frequenzabschnitt von einem anderen unterscheidet, Geräusche also, die in jedem Zeit- und Frequenzabschnitt die gleichen Eigenschaften aufweisen.
Ein solches Geräusch ist das Weisse Rauschen.
Das Weisse Rauschen setzt sich aus vielen dicht beieinander liegenden Sinusschwingungen zusammen, deren Frequenzen ein Spektrum von kleiner 20 Hz bis grösser 20 KHz dicht füllen. Das Weisse Rauschen ist charakterisiert durch seinen Schallintensitätsdichtepegel L_{WR} (50).

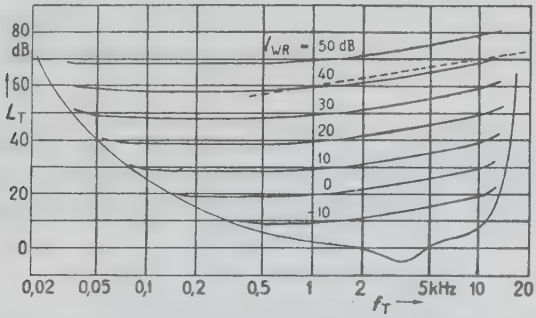

Abb. 6 Mithörschwellen eines Tones, verdeckt durch Weisses Rauschen, aus Zwicker, E.; Feldtkeller, R.; (50)
Das Ohr als Nachrichtenempfänger,
S. Hirzel-Verlag Stuttgart 1956

Wie die Abbildung zeigt, verlaufen die Kurven der Mithörschwellen für das Weisse Rauschen nicht horizontal in der Hörfläche, sondern steigen für Frequenzen grösser 500 Hz kontinuierlich an, obwohl der Schallintensitätsdichtepegel konstant bleibt.
Nach Zwicker und Feldtkeller (50) ist dieses Verhalten auf die mit steigender Frequenz zunehmende Breite der vom Ohr gebildeten Frequenzgruppen zurückzuführen.

Von Langenbeck wurde ein Geräusch in die Audiometrie eingeführt, dessen Mithörschwellen in der der gesamten Hörfläche horizontal verlaufen, das Gleichmässig Verdeckende Rauschen (GVR). Es bildet die Basis der sog. Langenbeck-Audiometrie.
Man erhält das Gleichmässig Verdeckende Rauschen indem man Weisses Rauschen durch einen elektrischen Vierpol so dämpft, dass die Dämpfung für Frequenzen kleiner 500 Hz verschwindend geringe Werte annimmt, und für Frequenzen grösser 500 Hz um denselben Betrag zunimmt, um den die Mithörschwellen für das Weisse Rauschen ansteigen.

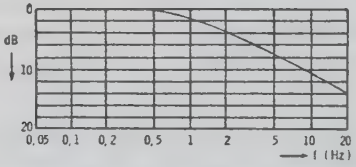

Abb. 7 Frequenzabhängige Dämpfung des Weissen Rauschens nach Zwicker und Feldtkeller (50)

Die Abbildung 7 zeigt die zur Überführung des Weissen Rauschens in das Gleichmässig Verdeckende Rauschen notwendige frequenzabhängige Dämpfung des Weissen Rauschens. Der Schallintensitätsdichtepegel des GVR ergibt sich dann mit

$$L_{GVR} = L_{WR} - a_{GVR} \quad (a_{GVR} = \text{Dämpfung})$$

Verwendet man den Schallintensitätsdichtepegel, so liegen die Mithörschwellen eines Tones, verdeckt durch das GVR, in der gesamten Hörfläche bei normalem Gehör konstant 17dB über dem Schallintensitätsdichtepegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens.

Auf die Hörschwelle bezogen werden durch das GVR verdeckte Töne im Geräuschniveau wahrgenommen. Für die praktische audiometrische Messung bedeutet dies, dass die dB-Werte für Ton und Geräusch in gleicher Weise gelten.

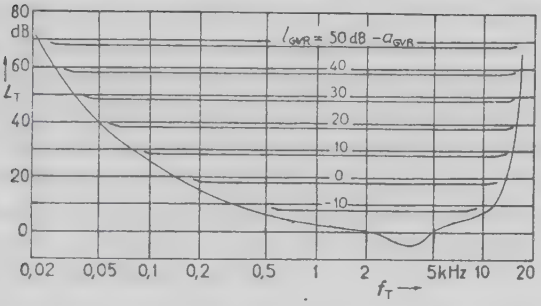

Abb. 8 Mithörschwellen eines Tones, verdeckt durch Gleichmässig Verdeckendes Rauschen; aus Zwicker, E.; Feldtkeller, R.; (50)
Das Ohr als Nachrichtenempfänger,
S. Hirzel-Verlag Stuttgart 1956

Die Mithörschwellen sind auf den Schallintensitätsdichtepegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens bezogen.

Die Abbildung 9 zeigt die Mithörschwelle von Tönen bei 60dBGVR.
Die Mithörschwellen verlaufen dabei im Geräuschniveau.
Die Mithörschwellen kennzeichnen den Schalldruckpegel, bei dem die Töne gerade aus dem Geräuschniveau herausgehört werden können.

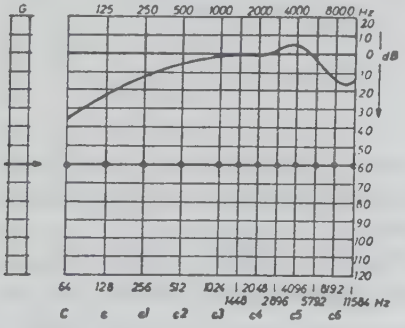

Abb. 9 aus Opitz, H.J.; (27) Untersuchungen zur Entstehung und Maskierung von Tinnitus
Habilitationsschrift Bonn 1973

3.4 Verdeckung bei pathologischem Gehör

a. Cochleärer Hörschaden

Bei Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment verlaufen die Mithörschwellen bei der Verdeckung mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen wie beim Normalhörenden im Geräuschniveau. Sie münden aber dort, wo Hörschwelle und dargebotene Geräuschintensität übereinstimmen, in die Hörschwellenkurve ein (Abb. 10). Die Langenbeck-Audiometrie hat einen hohen diagnostischen Stellenwert in der Diagnostik und Differentialdiagnostik der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment.

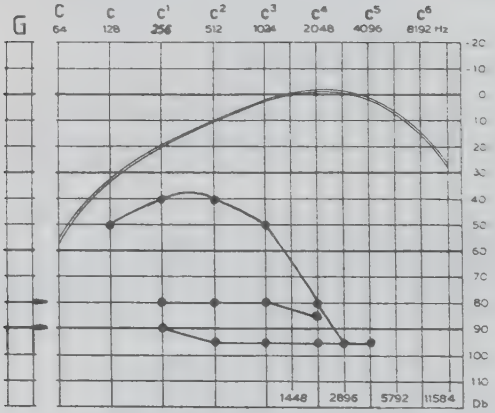

Abb. 10 Mithörschwellen bei Innenohrschwerhörigkeit

Die Abbildung 10 zeigt den Verlauf der Mithörschwellen für 80dBGVR und 90dBGVR bei einer Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment-Phänomen.
Das Verhalten der Mithörschwellen zur Hörschwelle zeigt den für die Recruitment-Schwerhörigkeit typischen Verlauf.

b. Retrocochleärer Hörschaden

Bei der Hörnervenschwerhörigkeit zeigt sich eine abnorm starke Verdeckbarkeit für Töne im Geräusch, d.h. die Töne müssen, um im Frequenzbereich der Störung überhaupt wahrnehmbar zu sein, sehr viel lauter sein als das Gleichmässig Verdeckende Rauschen. Ausserdem weichen die Verdeckungskennlinien im Bereich des Hochtonabfalles vor der Hörschwelle zu höheren Mithörschwellenpegeln aus (Abb. 11). Signifikant ist das Ausweichen der Mithörschwellen vor der Hörschwelle bei Abweichungen von 15dB. Die Langenbeck-Audiometrie ist eine für die Diagnose der Hörnervenschwerhörigkeit unerlässliche diagnostische Massnahme.

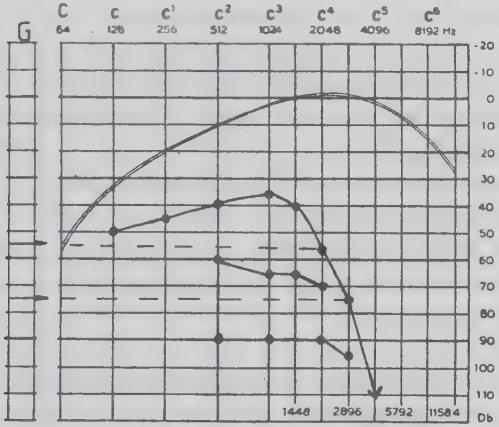

Abb. 11 Mithörschwellen bei Hörnervenschwerhörigkeit

Die Abbildung 11 zeigt den Verlauf der Mithörschwellen bei einer Hörnervenschwerhörigkeit für 55dBGVR und 75 dBGVR. Die Abbildung zeigt die abnorm starke Verdeckbarkeit der Töne im Geräusch, die gestrichelten Linien geben den normalen Verlauf der Mithörschwellen an. Die Töne müssen also um wahrgenommen zu werden wesentlich lauter sein als das sie verdeckende Geräusch. Die Abbildung zeigt ebenfalls das für die Hörnervenschwerhörigkeit typische Ausweichen der Mithörschwellen vor der Hörschwelle.

3.5 Eigene Experimente

Die Bedeutung geräuschaudiometrischer Untersuchungen liegt, wie bereits erwähnt, in der Diagnostik und Differenzierung cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen. Zur Beurteilung der diagnostischen Aussagekraft der Langsamen Rindenpotentiale im Rahmen der Langenbeck-Audiometrie war zunächst das Verhalten der Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales, also das Verhalten von Amplitude und Latenz spezifischer Komponenten des Vertex-Potentiales, unter geräuschaudiometrischen Bedingungen zu untersuchen. Dabei wurde primär das Verhalten der Input-Output-Funktion beim Normalhörenden erfasst, um über Vergleichskurven für pathologische Verhältnisse zu verfügen, sofern die Resultate beim Normalhörenden die Verwendung der Langsamen Rindenpotentiale in der Langenbeck-Audiometrie möglich erscheinen liessen.

In den vorliegenden Experimenten wurde das Latenzzeitverhalten an der Komponente N_1 und das Amplitudenverhalten an der N_1P_2-Amplitude des Vertex-Potentiales für Messungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen untersucht.

Daneben war zu zeigen, innerhalb welcher Schwankungsbreiten die Mithörschwellen bei der Verdeckung von Tönen durch das GVR auf elektrophysiologischem Wege bestimmbar sind, und wie gross die Übereinstimmung psychoakustisch und elektrophysiologisch ermittelter Mithörschwellen ist.

Die Beantwortung dieser Fragestellung lieferte einen Anhaltspunkt über die diagnostische Wertigkeit elektrophysiologischer Verdekkungsmessungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen in qualitativer und quantitativer Hinsicht.

Die Experimente wurden an 12 normalhörenden Probanden für die Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz sowie in 2 Fällen von pathologischem Gehör durchgeführt.

3.5.1 Versuchsaufbau

Die umseitige Abbildung 12 zeigt die bei den eigenen Experimenten verwandte Versuchsanordnung.

Elektrodenanordnung

Erdungselektrode: Stirn, dabei beliebiger Locus
Indifferente Elektrode: Mastoid des beschallten Ohres
Differente Elektrode: Vertex

Bei der Vertex-Elektrode handelte es sich um eine sterile Nadelelektrode die nach vorheriger Desinfektion des betreffenden Kopfhautareales flach in die Haut am Vertex eingestochen wurde.

Reizpräsentation

mittels Kopfhörer Beyer DT 48, monaural

Reizverstärker

Pioneer SA-500A - Verstärker

Audiometer

Krupp-Atlas-Audiometer Mod. EM 40

Rauschgenerator

Brüel und Kjoer Random-Noise-Generator Type 1402
mit Filter für das GVR (s. Abb. 7).

Der Rauschgenerator war über ein zusätzliches Schaltglied in 1.5dB-Stufen schaltbar. Die Eichung der Reizseite erfolgte mittels Brüel und Kjoer Precision Sound-Level-Meter Type 2203 mit Artificial Ear gemäss den für die Audiometereichung üblichen Standards.

Die Schallpegel der tone-bursts sind dB-Sound Pressure-Level (dBSPL) - Werte; die Pegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens sind dB-Hearing-Level (dB-HL) -Werte.

EEG Vorverstärker und EEG-Verstärker-Filter

Princeton Applied Research Pre-Amplifier Mod. Tm 113
Verstärkungsfaktor der eingehenden Signale: 10000
Frequenzbandbreite: 1-30 Hz

Der EEG Monitor diente der fortlaufenden EEG-Kontrolle.

Computer

Nicolet Instruments Mod. SW-71A

Der Computerkanal I diente als Messdatenspeicher.

Der Computerkanal II diente als Vergleichsspeicher der Artefakt-

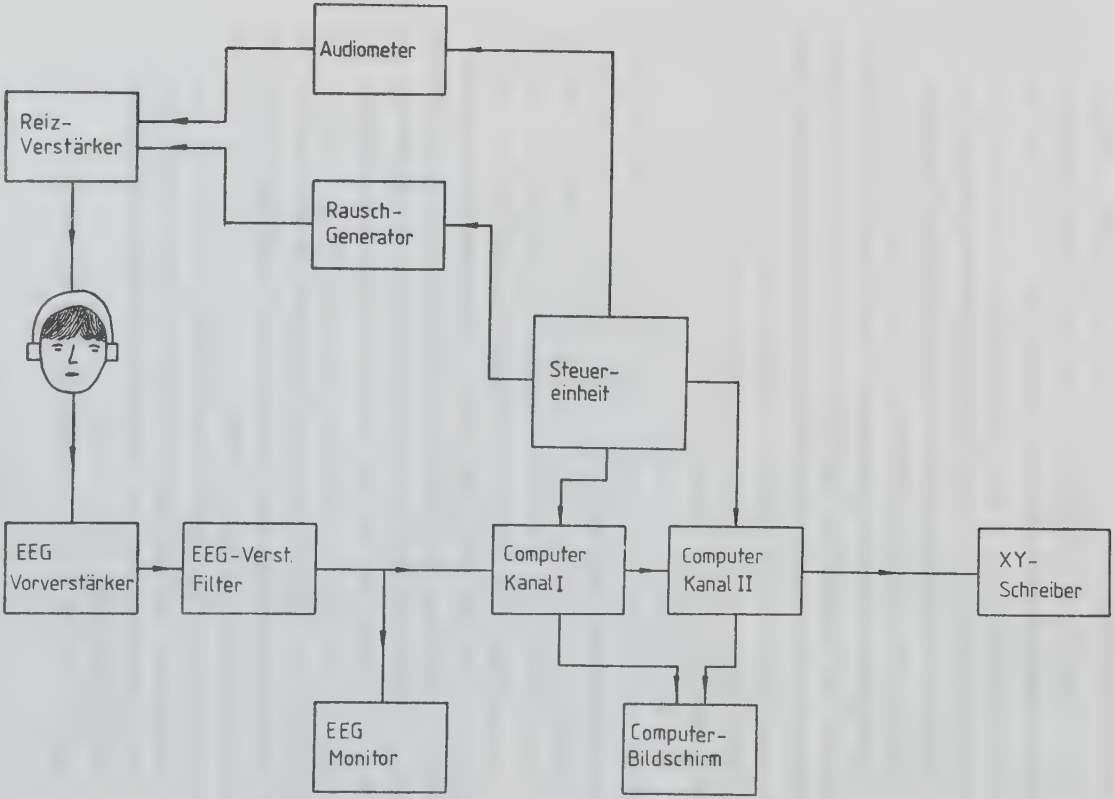

Abb. 12 Versuchsanordnung der objektiven Verdeckungsmessungen

Elimination. Der Computer wurde mit der Tonanstiegsflanke getriggert. Seine Gesamtmesszeit betrug 1000 ms. Ein Messvorgang umfasste 16 Mittlungsschritte.

Steuereinheit

Hewlett-Packard-Pulse-Generator 8010A

Der Pulse-Generator lieferte die Hüllkurve des Tonsignales und besorgte die Synchronisation von Reizeinsatz und Analysierzeit des Computers.

Messgraphenschreiber

Hewlett-Packard-XY-Recorder Mod. 7015A

Die Messungen wurden in einem elektrisch und akustisch abgeschirmten Raum durchgeführt.

Reizparameter

Präsentationszeit des GVR: 1500 ms

Präsentationszeit des Tones von konstant 60 dBSPL : 500 ms

Der Ton wurde mit einer Verzögerung von 500 ms zum Rauschen hinzugeschaltet, d.h. nach 500 ms Rauschen wurden für 500 ms Rauschen und Ton gemeinsam, nach dem Ende des Tones für weitere 500 ms Rauschen dem Messohr dargeboten. Das Interstimulusintervall wurde willkürlich gewählt. Tonanstiegsflanke und Tonabstiegsflanke : jeweils 25 ms.

Die Abbildung 13 (umseitig) zeigt die Präsentationszeiten des GVR und des Testtones sowie die Dauer der Analysierzeit des Messcomputers in Abhängigkeit von der Reizauslösung (Trigger). Abszisse= Zeitachse; die Ordinate hat eine willkürliche gewählte Dimensionierung.

Die Auswertung der Messergebnisse erfolgte für psychoakustische wie elektrophysiologische Daten über den Zentralwert mit wahrscheinlicher Schwankung (50).

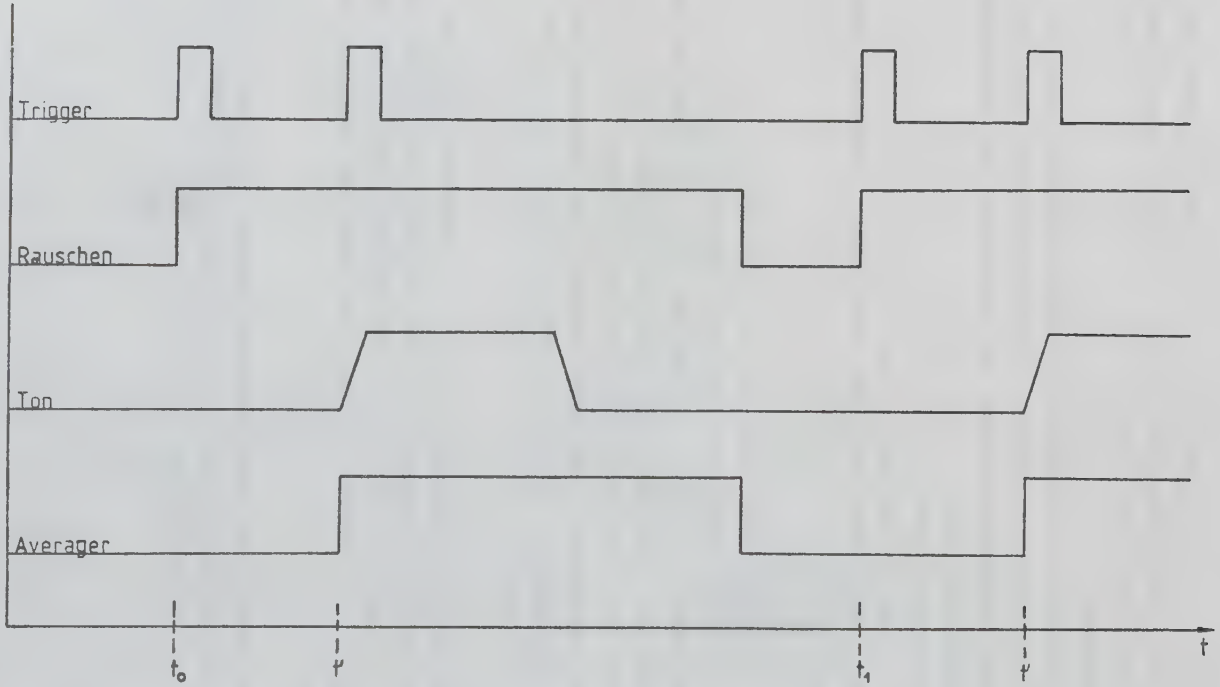

Abb. 13 Zeit-Liniendiagramm der objektiven Verdeckungsmessungen

3.5.2 Versuchsdurchführung und Ergebnisse

a. psychoakustische Verdeckungsmessungen

Bei jedem Probanden wurde zunächst eine Hörschwellenbestimmung durchgeführt. Dann erfolgte die Messung der Mithörschwellen aller normalhörenden Probanden für einen Ton von konstant 60dBSPL in den Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz. Die psyhoakustischen Mithörschwellenbestimmungen wurden unter denselben messtechnischen Bedingungen durchgeführt wie die elektrophysiologischen Messungen. Das Vorgehen bei der Ermittlung der Mithörschwellen war für alle aufgeführten Frequenzen einheitlich: zu dem Ton von 60dBSPL wurde von unterschwelligen Geräuschpegeln ausgehend das Gleichmässig Verdeckende Rauschen mit steigender Intensität bis zum Erreichen der Mithörschwellen hinzugeschaltet. Die Genauigkeit der psychoakustischen Mithörschwellenbestimmung entspricht mit 1.5dBHL dem kleinsten schaltbaren Intensitätsunterschied des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens.
Als Mithörschwelle gilt für alle Frequenzen der Geräuschpegel, bei dem der Testton von der Versuchsperson gerade aus dem Geräuschniveau herausgehört werden konnte.

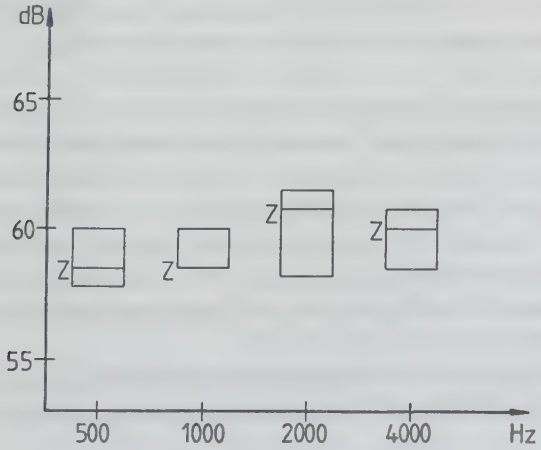

Abb. 14 Subjektive Mithörschwellen für 60dBSPL-Ton bei Verdeckung mit gleichmässig verdeckendem Rauschen

Die Abbildung 14 zeigt die Zentralwerte (Z) der psychoakustisch ermittelten Mithörschwellen mit wahrscheinlicher Schwankung für die angegebenen Testfrequenzen (Abszisse) in Abhängigkeit vom Pegel des GVR in dBHL (Ordinate).
Die maximale Abweichung der Zentralwerte von den exakt im Geräuschniveau erwarteten Mithörschwellen (s. Abb. 9) liegt bei 2dB.
Die maximal gemessene wahrscheinliche Schwankung liegt bei 6dB.

b. elektrophysiologische Verdeckungsmessungen beim Normalhörenden

Nach der subjektiven Bestimmung der Mithörschwellen wurden in einer zweiten Sitzung die elektrophysiologischen Mithörschwellenbestimmungen für 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz durchgeführt.

Zunächst wurde für den Ton von 60dBSPL eine Reintonmessung vorgenommen.
Dann wurde, bei 25dB Geräuschpegel beginnend, bei jeder der zu untersuchenden Frequenzen in identischer Reihenfolge das Gleichmässige Verdeckende Rauschen mit steigender Intensität in 5dB- bzw. 10dB-Schritten zum Testton hinzugeschaltet.
Als objektive Mithörschwelle des Tones im Geräusch gilt, für alle Testfrequenzen einheitlich, der Geräuschpegel für den im Messgraphen kein oder kein sicher erkennbares ton-evoziertes Potential gemessen an der Komponente N_1 mehr nachweisbar war.

Die umseitige Abbildung 15 zeigt in vergleichender Darstellung die auf psychoakustischem Wege (jeweils links) und auf elektrophysiologischem Wege (jeweils rechts) für die einzelnen Testfrequenzen (Abszisse) ermittelten Mithörschwellen in Abhängigkeit vom Pegel des GVR in dBHL (Ordinate) als Zentralwert (Z) mit wahrscheinlicher Schwankung.
Die wahrscheinliche Schwankung der objektiven Mithörschwellen beträgt für alle gemessenen Frequenzen 10dB.
Die maximale Abweichung der objektiven Mithörschwellen von den exakt im Geräuschniveau erwarteten Mithörschwellen (s. Abb. 9) liegt bei 10dB.
Die maximale Differenz zwischen subjektiven und objektiven

Mithörschwellen beträgt 12dB.
Eine Frequenzabhängigkeit besteht für die objektiven Mithörschwellen der Abbildung zufolge nicht.
Die Abbildungen 16 und 17 zeigen den Ablauf der elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen bei zwei Probanden für jeweils 1000 Hz, beginnend bei der Reintonmessung bis zum Erreichen der Mithörschwellen. Die Mithörschwelle liegt für den in Abbildung 16 gemessenen Probanden bei 60dBGVR, für den Probanden der Abbildung 17 bei 70dBGVR. Die für die N_1P_2-Amplitude angegebenen Werte in Mikrovolt beziehen sich jeweils auf eine Einzelmessung (1 Mittlung).
Die in beiden Abbildungen angegebenen dB-Werte kennzeichnen den jeweiligen Geräuschpegel in dBHL.
Der Pegel des Testtones betrug konstant 60dBSPL.

Die folgenden Abbildungen 18-21 verdeutlichen das Verhalten der Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales unter Verdeckungsbedingungen beim Normalhörenden.
Die Angaben für das Latenzzeitverhalten beziehen sich auf die Komponente N_1 des V-Potentiales.
Die Angaben für das Amplitudenverhalten beziehen sich auf die N_1P_2-Amplitude.

Die Abbildungen 18,1 und 18,2 (umseitig) zeigen den Verlauf der N_1-Latenzzeit für 500 Hz und 1000 Hz (Abb. 18,1) sowie 2000 Hz und 4000Hz (Abb. 18,2) für einen Ton von 60dBSPL in Abhängigkeit vom Pegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens als Zentralwert mit wahrscheinlicher Schwankung.
Die Abbildung 19 zeigt eine Zusammenstellung der Zentralwerte der N_1-Latenzzeiten aller genannten Testfrequenzen.
Die Angaben für die N_1-Latenzen erfolgen in Millisekunden (Ordinate) in Abhängigkeit vom GVR-Pegel in dBHL (Abszisse).

Die bei den eigenen Untersuchungen gemessene maximale wahrscheinliche Schwankung der N_1-Latenzzeit beträgt etwa 40 Millisekunden.

Die maximal gemessene Differenz korrespondierender Zentralwerte liegt bei etwa 25 Millisekunden.

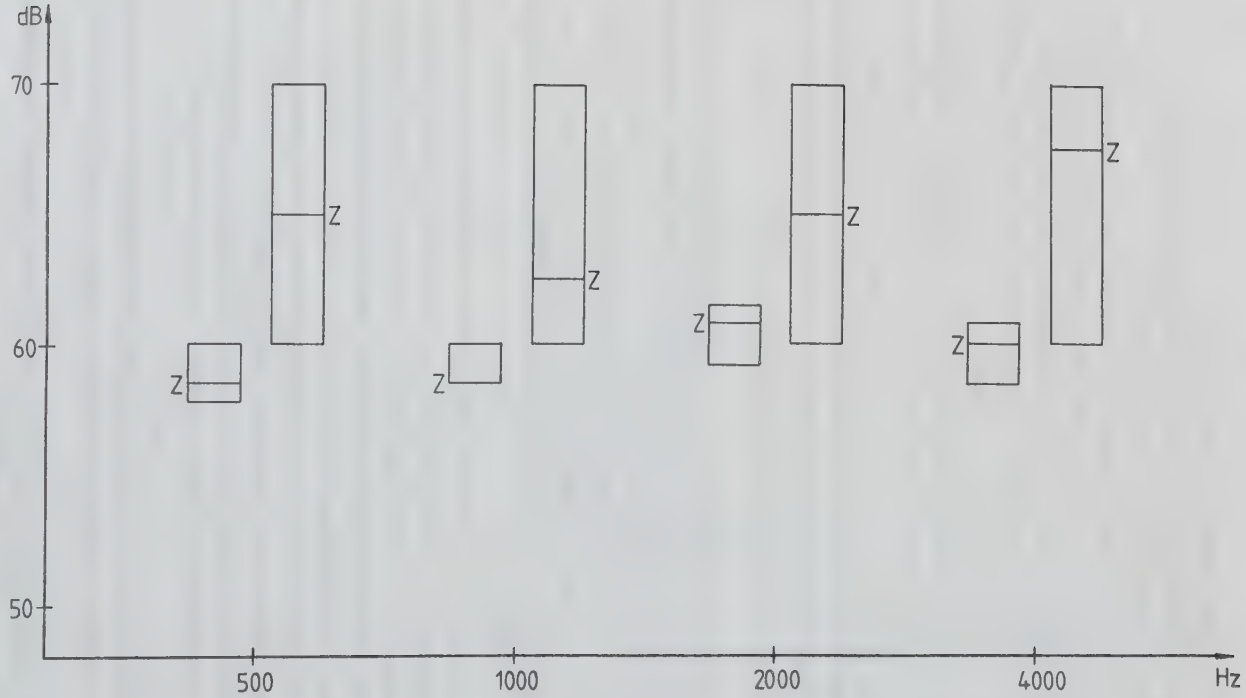

Abb. 15: Vergleich subjektiver und objektiver Mithörschwellen für einen Ton von 60 dBSPL, Zentralwerte (Z) mit wahrscheinlicher Schwankung

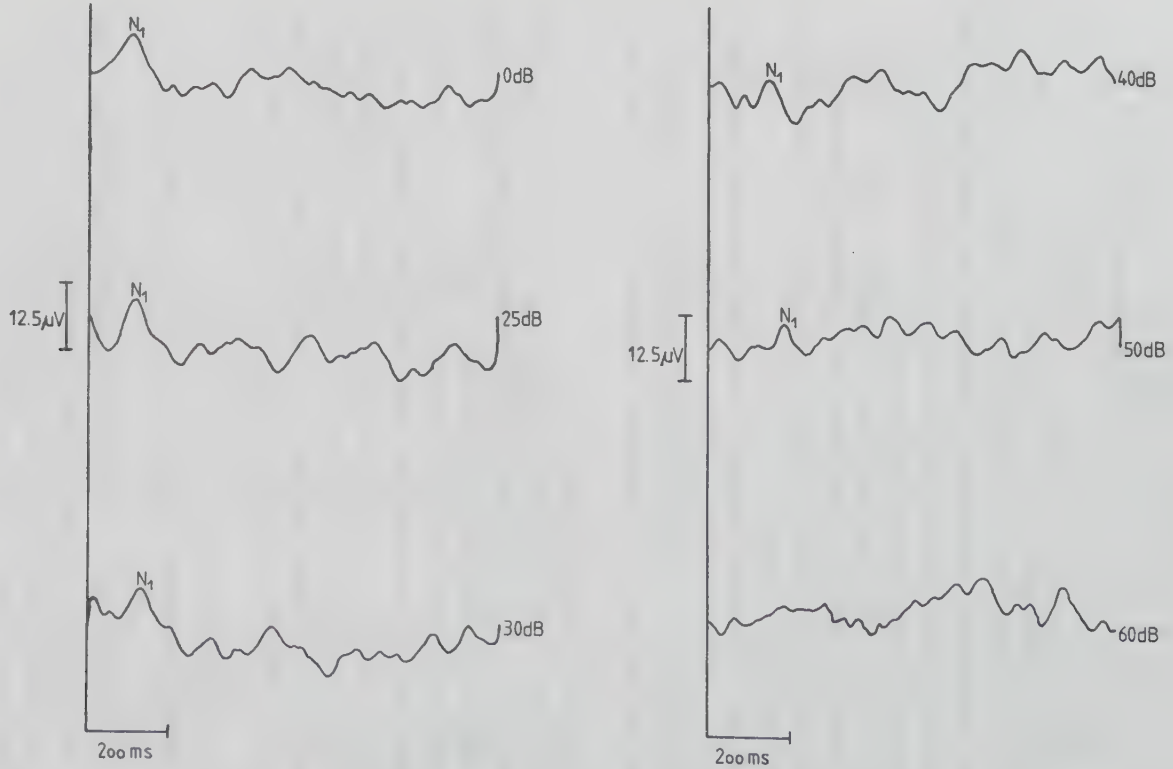

Abb. 16: Ablauf einer elektrophysiologischen Mithörschwellenbestimmung für einen Ton von 60 dBSPL

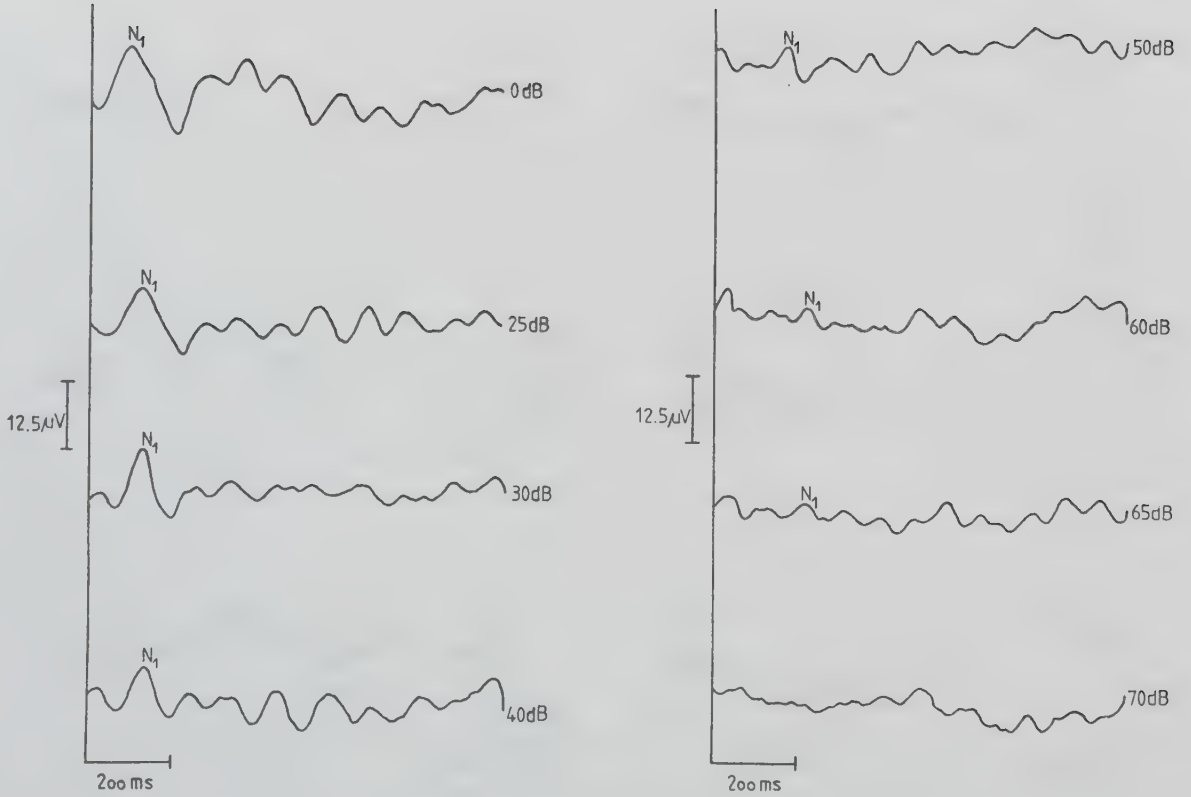

Abb. 17: Ablauf einer elektrophysiologischen Mithörschwellenbestimmung für einen Ton von 60 dBSPL

In allen 3 Abbildungen zeigt das Verhalten der N_1-Latenzzeit einen gemeinsamen Trend. Nach zunächst flachem Kurvenverlauf kommt es im Bereich zwischen 30dBGVR und 40dBGVR zu einem steilen Anstieg der N_1-Latenz, der bis zum Erreichen der Schwellen anhält.

Ein frequenzabhängiges Verhalten der N_1-Latenzzeiten besteht den Abbildungen zufolge nicht.

Die folgenden Abbildungen 20,1 und 20,2 verdeutlichen das Verhalten der N_1P_2-Amplitude des Vertex-Potentiales für 500 Hz und 1000 Hz (Abb. 20,1) sowie 2000 Hz und 4000 Hz (Abb. 20,2) für einen Ton von 60dBSPL in Abhängigkeit vom Pegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens als Zentralwerte mit wahrscheinlicher Schwankung.
Die Abbildung 21 zeigt eine Zusammenstellung der Zentralwerte der N_1P_2-Amplituden aller genannten Testfrequenzen.
Die Angaben für die N_1P_2-Amplituden erfolgen in Mikrovolt (Ordinate) bezogen auf eine Einzelmessung (1 Mittlung) in Abhängigkeit vom GVR-Pegel in dBHL (Abszisse).

Die bei den eigenen Untersuchungen gemessene maximale wahrscheinliche Schwankung der N_1P_2-Amplituden beträgt etwa 10 Mikrovolt.

Die maximale gemessene Differenz korrespondierender Zentralwerte beträgt etwa 5 Mikrovolt.
Wie aus den Abbildungen hervorgeht, zeigen die N_1P_2-Amplituden mit steigender Geräuschintensität eine abnehmende Tendenz.
Auffallend ist der allen Frequenzen gemeinsame steile Kurvenabfall zwischen etwa 40dBGVR und 60dBGVR.
Die Amplitude der Reintonmessungen bei 500 Hz hat ein von den übrigen Frequenzen abweichendes Verhalten; ein deutlich frequenzabhängiges Verhalten der N_1P_2-Amplituden ist den Abbildungen jedoch nicht zu entnehmen.

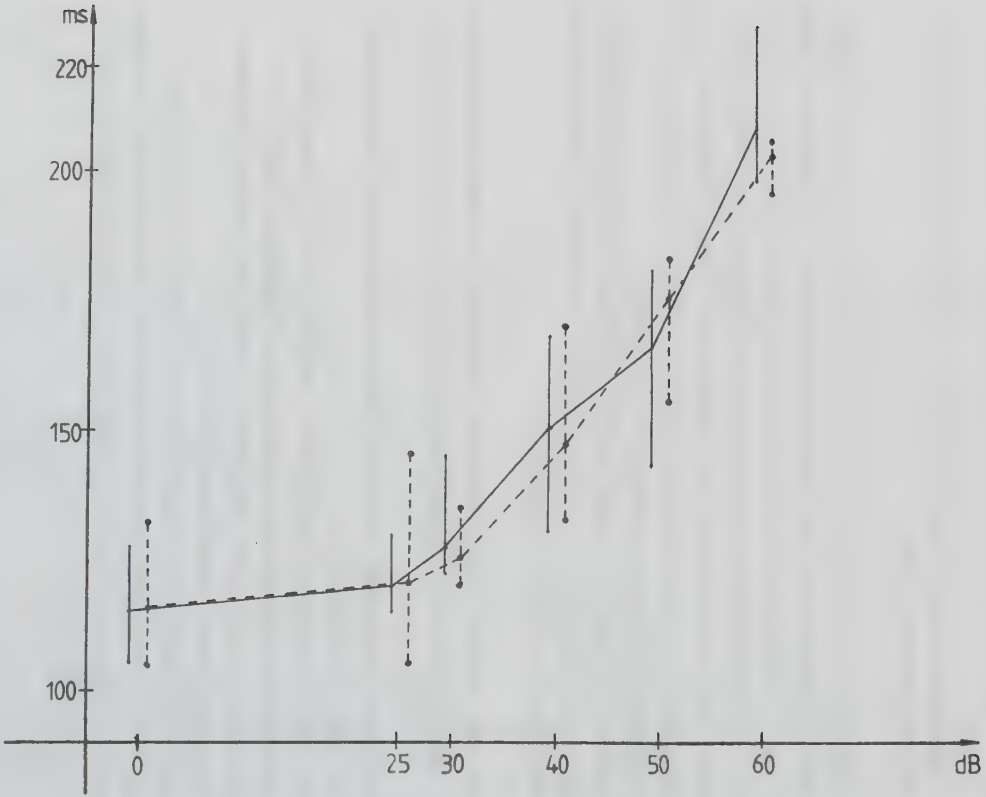

Abb. 18,1 N_1-Latenzverhalten (ms) in Abhängigkeit vom GVR-Pegel (dB) für 500 Hz •——• und 1000 Hz •- -•- -• ; Zentralwerte mit wahrscheinlicher Schwankung

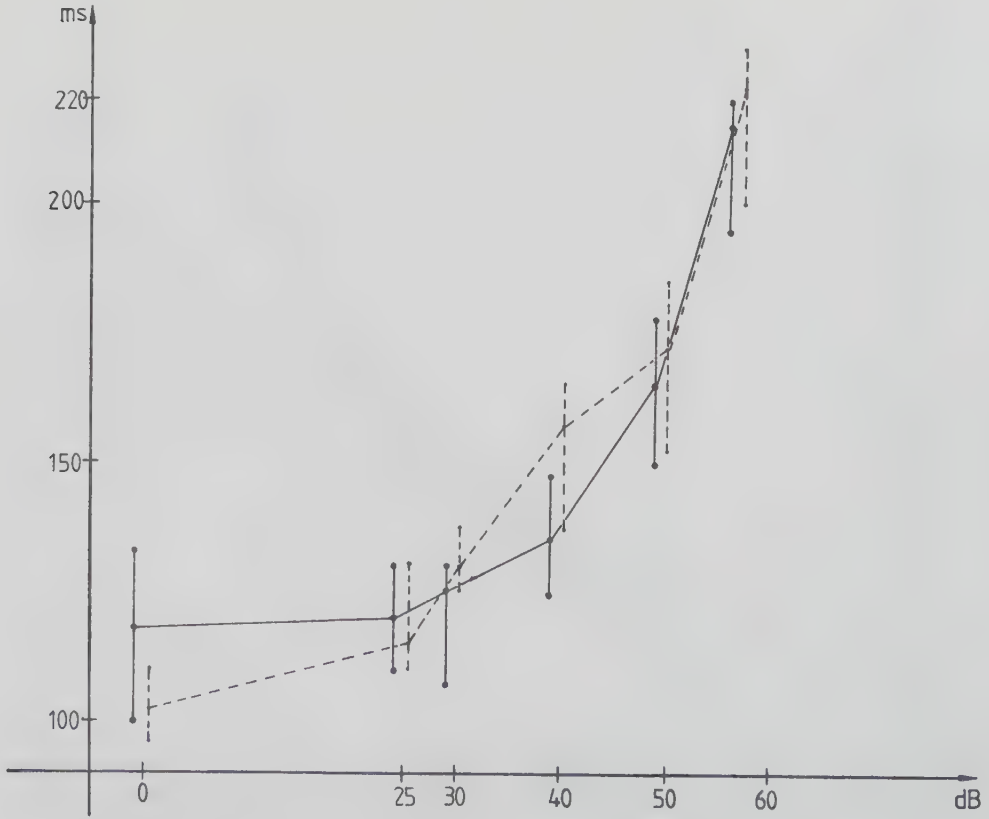

Abb. 18,2 N_1-Latenzverhalten (ms) in Abhängigkeit vom Pegel des GVR (dB) für 2000 Hz ——•—— und 4000 Hz ——•—— ; Zentralwerte mit wahrscheinlicher Schwankung

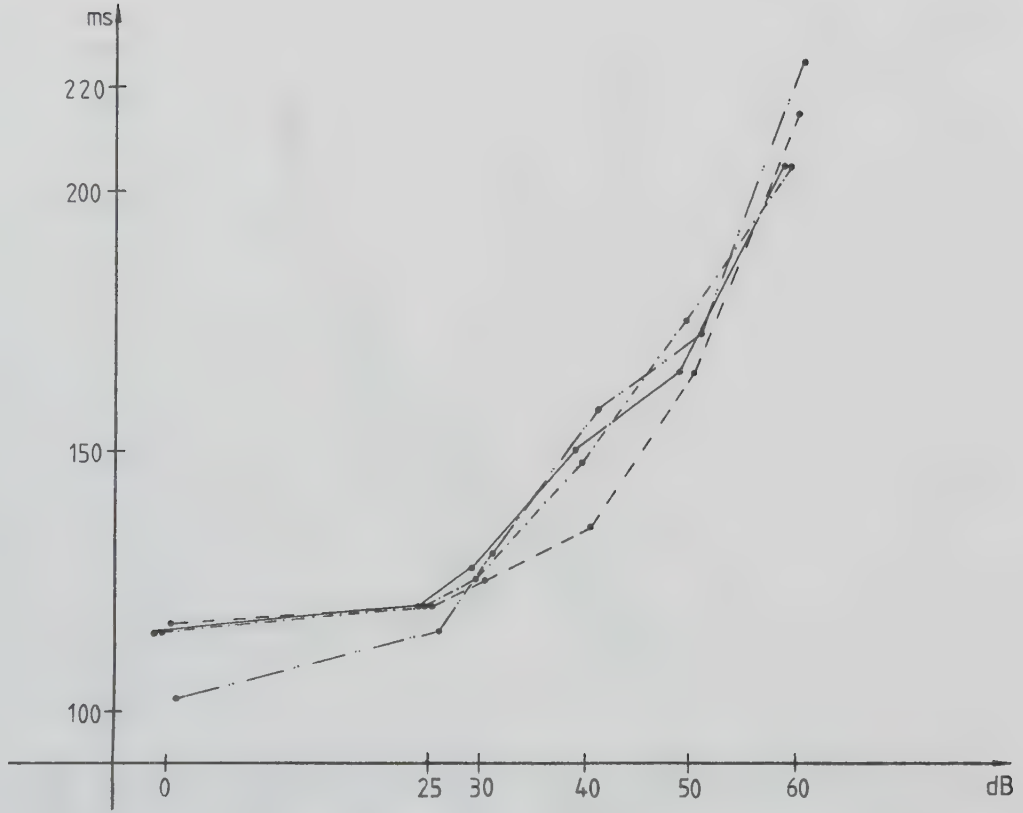

Abb. 19 Zentralwerte der N$_1$-Latenz (ms) in Abhängigkeit vom Pegel des GVR (dB) für 500 Hz——, 1000 Hz–·–·–, 2000Hz– – – und 4000 Hz——·——·——

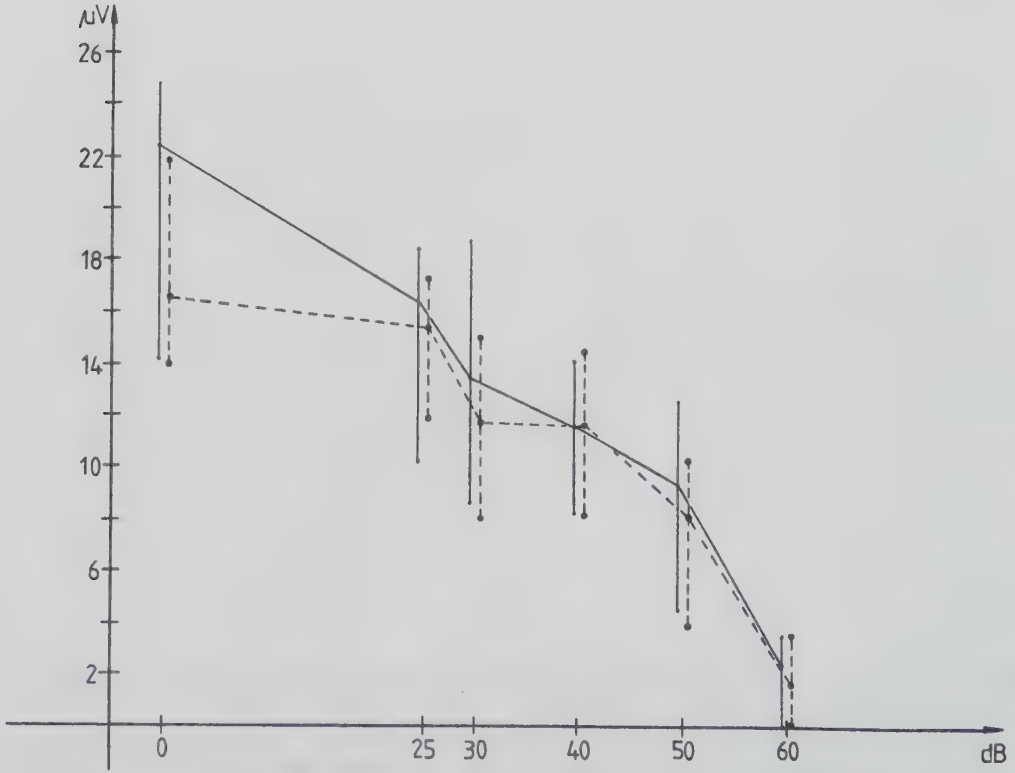

Abb. 20,1 N_1P_2-Amplituden (µV) in Abhängigkeit vom GVR-Pegel für 500 Hz •—•—• u. 1000 Hz •-•-•
Ton = 60dBSPL; Zentralwerte mit wahrscheinlicher Schwankung

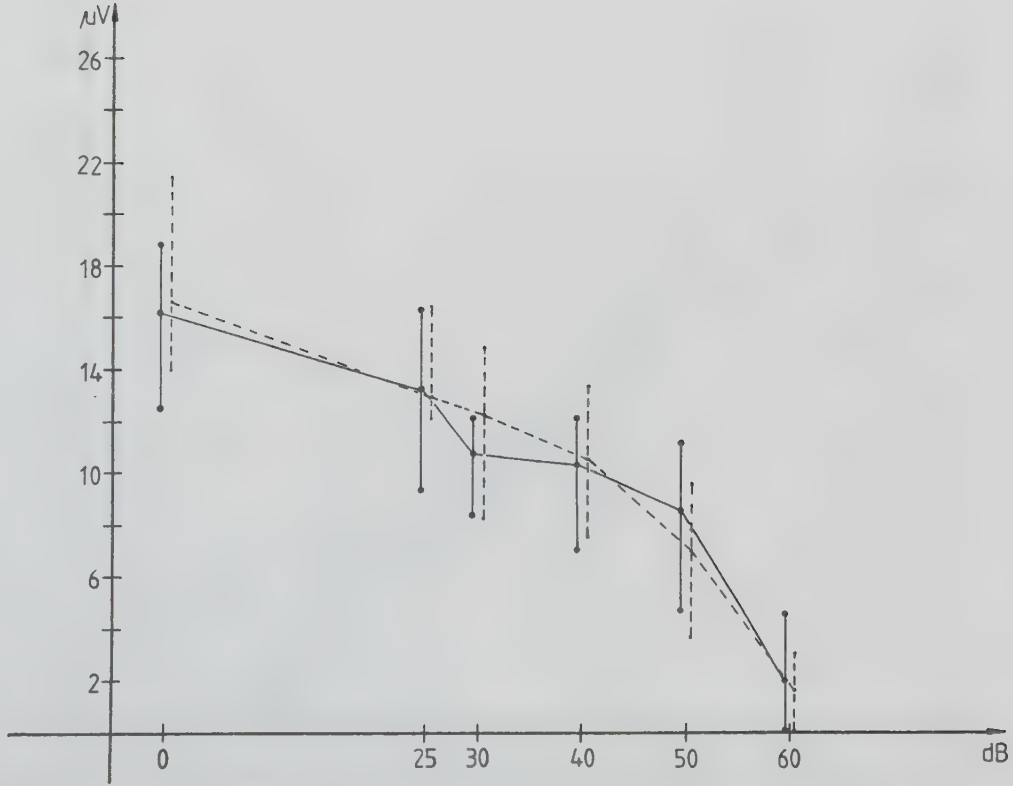

Abb. 20,2 N_1P_2-Amplitude (µV) in Abhängigkeit vom GVR-Pegel für 2000Hz●—● und 4000Hz●- - -● Ton = 60dBSPL; Zentralwerte mit wahrscheinlicher Schwankung

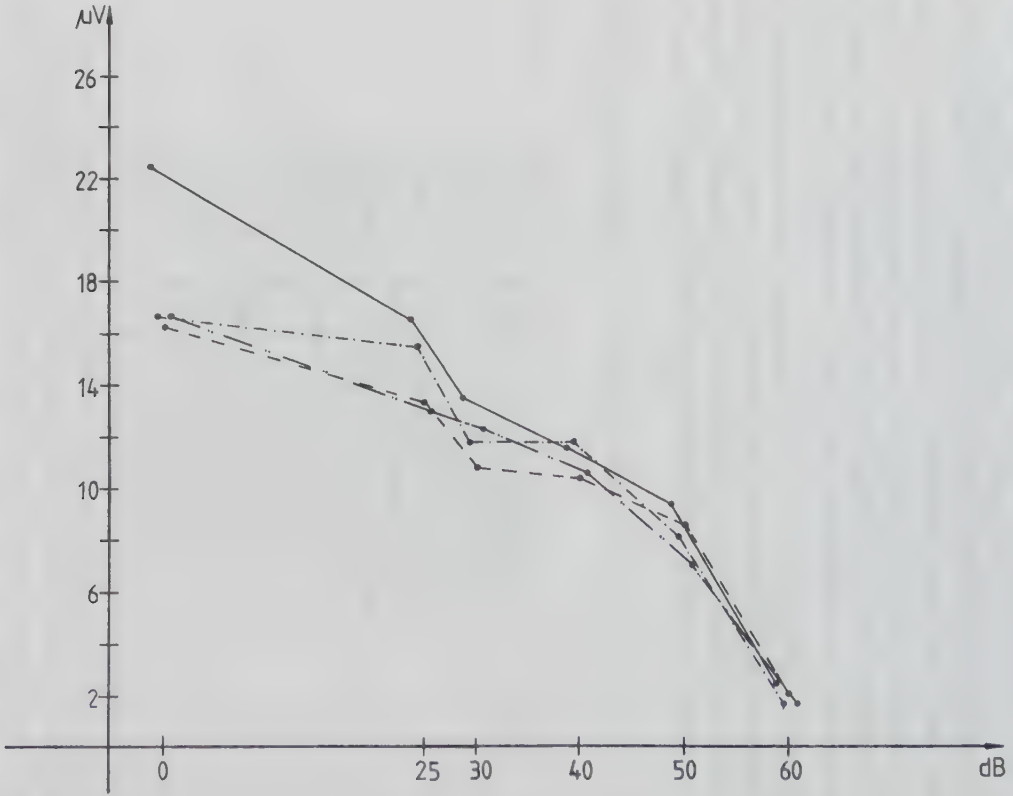

Abb. 21 Zentralwerte der N_1P_2-Amplituden (µV) in Abhängigkeit vom Pegel des GVR (dB) für 500 Hz ——— 1000Hz —·—·— 2000Hz – – – und 4000Hz —··—··— ; Ton 60 dBSPL

c. elektrophysiologische Verdeckungsmessungen bei pathologischem Gehör

1. cochleäre Hörstörung

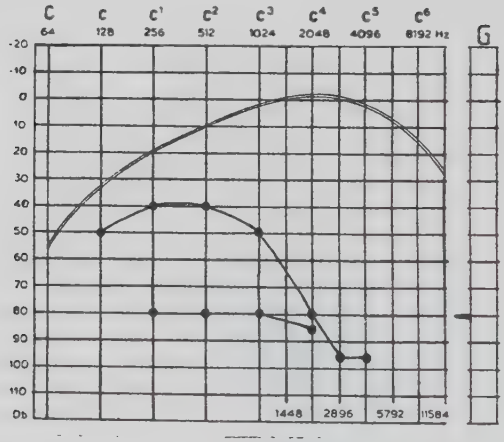

Abb. 22 Mithörschwellen bei Innenohrschwerhörigkeit

Die Abbildung 22 zeigt den Hörschwellenverlauf und die Mithörschwellen für 80dBGVR bei einem Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment. Die Diagnose der Hörstörung konnte mittels Langenbeck-Audiometrie, SISI-Test und Fowler-Test gestellt werden.

Die Abbildung 23 (umseitig) zeigt das Vertex-Potential desselben Patienten bei der Verdeckung mit dem GVR für 500 Hz, 1000 Hz und 2000Hz. Der Geräuschpegel betrug für 500Hz und 1000 Hz jeweils 70dB, für 2000Hz dem Hörverlust entsprechend 80dB. Der jeweilige Testton wurde dem Rauschen mit steigender Intensität hinzugeschaltet.

Für 500 Hz und 1000 Hz zeigt der Verlauf der objektiven Mithörschwellen ein dem Normalhörenden identisches Verhalten.

Für 2000 Hz zeigt der Verlauf der objektiven Mithörschwelle das für die Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment typische Verhalten,

sie mündet dort in die Hörschwellenkurve ein, wo die Hörschwelle mit der benutzten Geräuschintensität übereinstimmt, am Schnittpunkt von Geräuschintensitätskurve und Hörschwellenkurve. Die Abweichung der hier gemessenen objektiven Mithörschwelle um 10dB von der exakt im Geräuschniveau erwarteten Mithörschwelle lässt eine sichere Differenzierung von einer Hörnervenschwerhörigkeit zu.

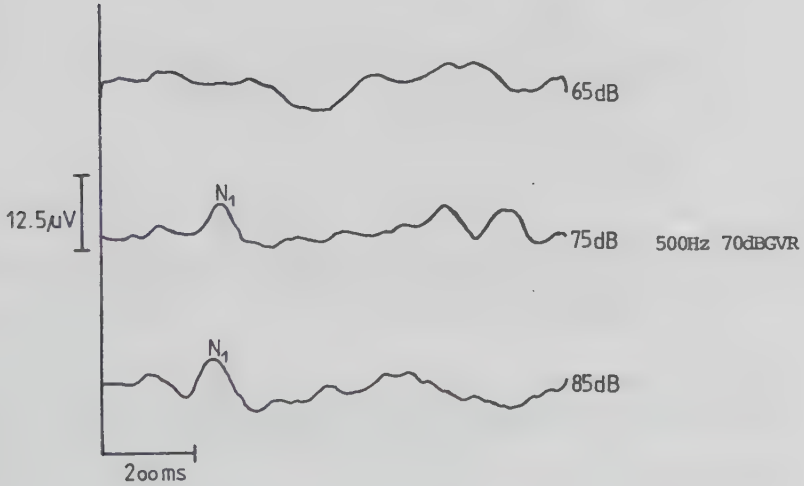

Abb. 23,1 Objektive Verdeckungsmessungen bei Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment; ang. dB-Werte bezeichnen den Testtonpegel

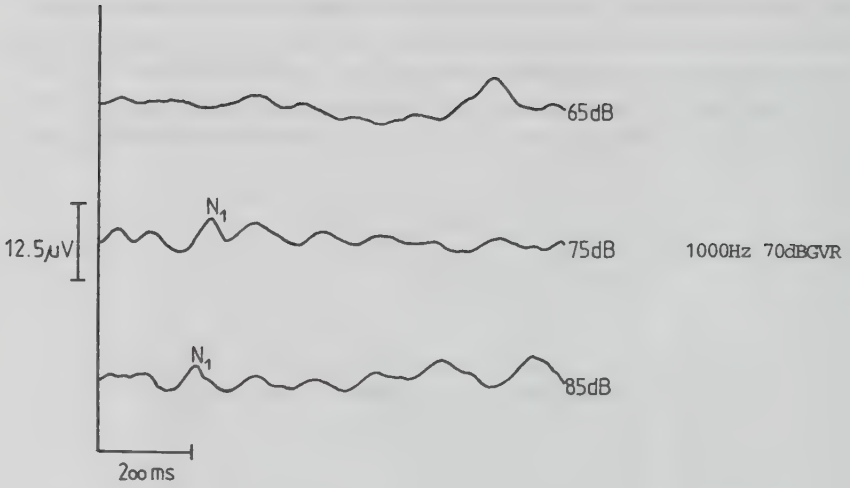

Abb. 23,2 Objektive Verdeckungsmessungen bei Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment; ang. dB-Werte bezeichnen den Testtonpegel

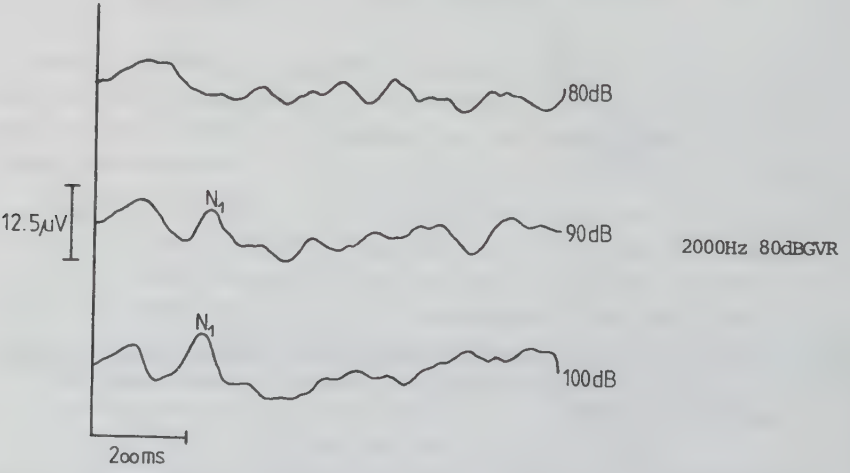

Abb. 23,3 Objektive Verdeckungsmessungen bei Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment; ang.dB-Werte bezeichnen den Testtonpegel

Die Abbildung 24 zeigt den Verlauf der Hörschwelle bei einer Patientin mit Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment.
Die Diagnose der Hörstörung konnte durch SISI-Test, Fowler-Test und Stapediusreflex-Audiometrie verifiziert werden. Die Langenbeck'sche Geräuschaudiometrie wurde nicht durchgeführt.

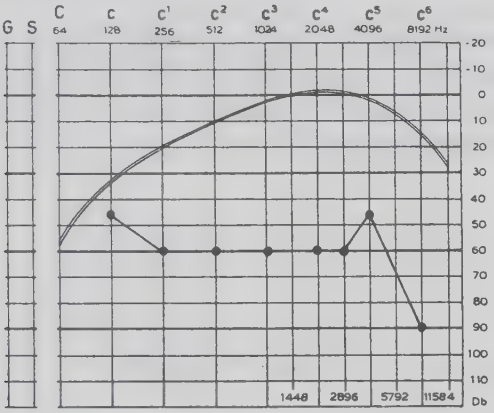

Abb. 24 Hörschwelle bei Innenohrschwerhörigkeit

Die umseitige Abbildung 25 zeigt die Vertex-Potentiale derselben Patientin bei der Verdeckung mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen für 1000 Hz, 2000Hz und 4000 Hz.
Der Pegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens betrug für alle Frequenzen 60dB. Der Testton wurde dem Rauschen in steigender Intensität hinzugeschaltet.
Die Patientin verhielt sich während der elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen sehr unruhig; daraus erklärt sich der hohe Anteil von Störpotentialen in den Messgraphen.
Für keine der Testfrequenzen kann bei etwa identischer Ton- und Geräuschintensität ein Vertex-Potential eindeutig nachgewiesen werden. Deutlich erkennbare V-Potentiale sind bei allen Testfrequenzen erst bei Testtonpegeln die 15dB über dem Geräuschniveau liegen vorhanden.

Die Verschiebung der Mithörschwellen um 15dB über den Geräuschpegel spricht, bei alleiniger Bewertung der elektrophysiologischen Messdaten, eher für eine Hörnervenschwerhörigkeit als für eine Innenohrschwerhörigkeit, da eine abnorm starke Verdeckbarkeit von Tönen im Geräusch wie dies in Abbildung 25 der Fall ist, sowie das Ausweichen der Mithörschwellen vor der Hörschwelle (signifikant ab 15dB Abweichung) für die Hörnervenschwerhörigkeit typische geräuschaudiometrische Befunde darstellen.
Im Gegensatz zu den Ergebnissen der objektiven Verdeckungsmessung stehen die auf psychoakustischem Wege gewonnenen audiometrischen Daten, die bei der Patientin zur Diagnose einer Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment führten.

Abb. 25,1

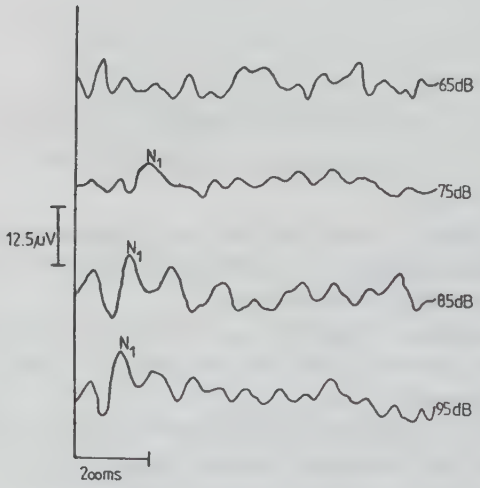

Abb. 25,2

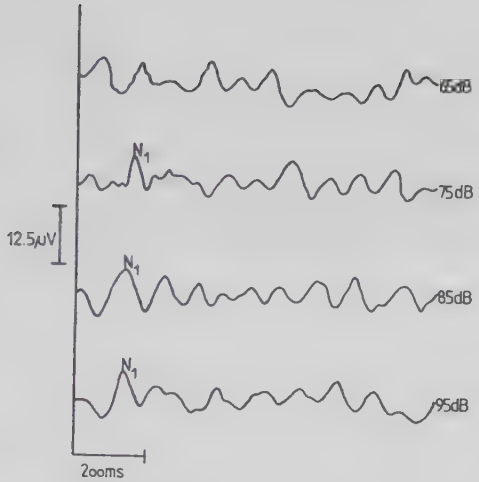

Abb. 25,3

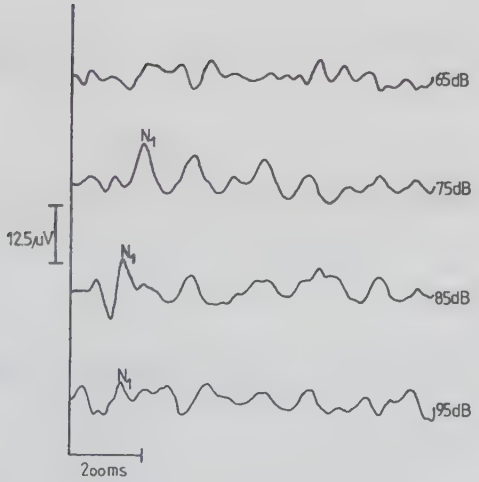

Abb. 25,1; 25,2 u. 25,3 Objektive Verdeckungsmessungen bei Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment; ang. dB-Werte bezeichnen den Testtonpegel

2. retrocochleäre Hörstörung

Bei dem Patientengut welches während der eigenen Untersuchungen hinsichtlich cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen geräusch-audiometrischen Messungen zugeführt wurde, konnten keine eindeutigen retrocochleären Hörstörungen ermittelt werden.
Bei zusätzlichen umfangreichen Untersuchungen die nach Abschluss der eigenen Experimente in der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Bonn durchgeführt wurden, konnten bei eindeutig als retrocochleär identifizierten Hörstörungen Separierungen der in der nachfolgenden Abbildung 26 dargestellten Form nachgewiesen werden.

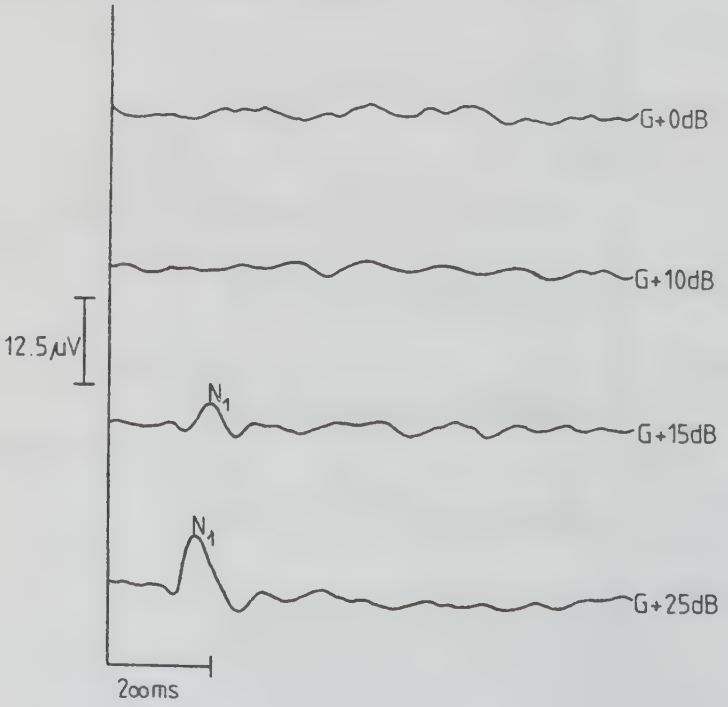

Abb. 26 Verhalten des Vertex-Potentiales bei Verdeckungsmessungen bei hypothetischer Hörnervenschwerhörigkeit

Die Abbildung 26 zeigt das zu erwartende Verhalten des Vertex-Potentiales unter Verdeckungsbedingungen bei einer hypothetischen Hörnervenschwerhörigkeit.
Die in der Abbildung eingetragenen dB-Werte geben an, um wieviel Decibel der Pegel des Testtones über dem Geräuschniveau (G) liegen muss, um ein Vertex-Potential zu evozieren.
Die Abbildung verdeutlicht die bei der Hörnervenschwerhörigkeit gegebene abnorm starke Verdeckbarkeit von Tönen im Geräusch. Typischerweise kommt es erst bei Tonintensitäten die um 15dB über dem Geräuschniveau liegen zur Ausprägung eines ton-evozierten Vertex-Potentiales.

3.6 Diskussion der Ergebnisse

Die subjektiven Mithörschwellen konnten bei den eigenen Untersuchungen mit grosser Genauigkeit bestimmt werden.
Die maximale Abweichung der Zentralwerte der gemessenen Mithörschwellen von den exakt im Geräuschniveau erwarteten Mithörschwellen beträgt 2dB.
Der Vergleich subjektiver und objektiver Mithörschwellen zeigt die grössere Genauigkeit der psychoakustisch ermittelten Schwellenwerte (Abb. 15). Die elektrophysiologisch bestimmten Mithörschwellen liegen sämtlich bei höheren Geräuschpegeln als die psychoakustisch bestimmten Mithörschwellen.
Die Differenzen von subjektiven und objektiven Mithörschwellen liegen mit 5-12dB etwa in derselben Grössenordnung, die in der Literatur für die Differenzen von subjektiven und objektiven Hörschwellen angegeben werden (8, 33, 34, 44, 45).
Demnach können bei Verdeckungsmessungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen die Mithörschwellen für Töne im Geräusch mit hinreichender Genauigkeit bestimmt werden.
Eine Ursache für die bei den eigenen Untersuchungen ermittelte Diskrepanz zwischen subjektiven und objektiven Mithörschwellen liegt in der für beide Messverfahren differierenden Definition der Mithörschwellen.
Als subjektive Mithörschwelle gilt der Geräuschpegel bei dem der Testton gerade aus dem Geräuschniveau herausgehört wurde.
Als objektive Mithörschwelle gilt der Geräuschpegel bei dem kein oder kein sicheres ton-evoziertes V-Potential mehr erkennbar war.
Die der Definition subjektiver Mithörschwellen entsprechende Definition objektiver Mithörschwellen ist aber der Geräuschpegel bei dem gerade noch ein ton-evoziertes Vertex-Potential erkennbar ist.
Der zum schwellennahen Bereich hin trotz computergesteuerter Artefakt-Elimination zunehmend ungünstiger werdende Signal-Störpotential-Abstand macht aber eine Identifizierung von Vertex-Potentialen mit kleiner Amplitude sehr schwierig, oft unmöglich.
Es erwies sich daher als günstig, bei der Bestimmung der objektiven Mithörschwellen von dem Geräuschpegel auszugehen, bei dem

kein ton-evoziertes Vertex-Potential mehr sicher zu identifizieren war.
Die objektiven Mithörschwellen liegen damit zwangsläufig bei höheren Geräuschpegeln als die subjektiven Mithörschwellen.

Eine Beurteilung der Messgraphen, dies geht aus den Abbildungen 16 und 17 hervor, ist am leichtesten aus dem Verlauf, d.h. aus der Tendenz der Potentialkomponenten während einer Messerie möglich.
Die auf rein visuelle, auf zusätzliche rechnerische Analyseverfahren (s. 38 u. 39) verzichtende, Bewertung gestützte Analyse der Messgraphen stellt ein relativ grobes Verfahren zur Auswertung elektrophysiologischer Verdeckungsmessungen dar.
Es kann daher nicht ausgeschlossen werden, dass die Bestimmung der objektiven Mithörschwellen bei den eigenen Untersuchungen durch falsch positive oder falsch negative Artefakte in den Messgraphen beeinflusst wurde. Bei ruhigem Hintergrund-EEG bereitet die Identifizierung der Vertex-Potentiale im schwellennahen Bereich im allgemeinen keine wesentlichen Schwierigkeiten (s. Abb. 27,1 und 27,2).
Bei unruhigem Hintergrund-EEG gelingt eine sichere Identifizierung der Vertex-Potentiale meist nur bis zu 10dB - 20dB überschwelligen Schallpegeln, im schwellennahen Bereich ist aufgrund des ungünstigen Signal-Störpotential-Abstandes die Identifizierung von Vertex-Potentialen schwierig, am ehesten gelingt sie noch aus der Verlaufsbeobachtung der Vertex-Potentiale vom deutlich überschwelligen zum schwellennahen Bereich hin. Dabei besteht aber die Gefahr der Verwechslung von falsch positiven Artefakten und Vertex-Potentialen im schwellennahen Bereich. Als Möglichkeiten zur Verbesserung der elektrophysiologischen Mithörschwellenbestimmung bieten sich die Einengung des vom EEG-Filter übertragenen Frequenzbandes auf die von Johannsen (17) vorgeschlagene Bandbreite, sowie eine Erhöhung der pro Messerie durchgeführten Mittlungen (bei den eigenen Untersuchungen waren es 16) an. Von beiden Massnahmen ist eine Glättung des Hintergrund-Störpegels zu erwarten, was zu einer deutlicheren Betonung der Vertex-Potentiale führt.

Die prinzipielle Schwierigkeit bei der Registrierung von V-Potentialen, der zum schwellennahen Bereich hin zunehmend ungünstiger werdende Signal-Störpotential-Abstand, konnte allerdings bisher weder durch technische Verbesserungen noch durch zusätzliche rechnerische Analyseverfahren befriedigend gelöst werden.

Abb. 27,1

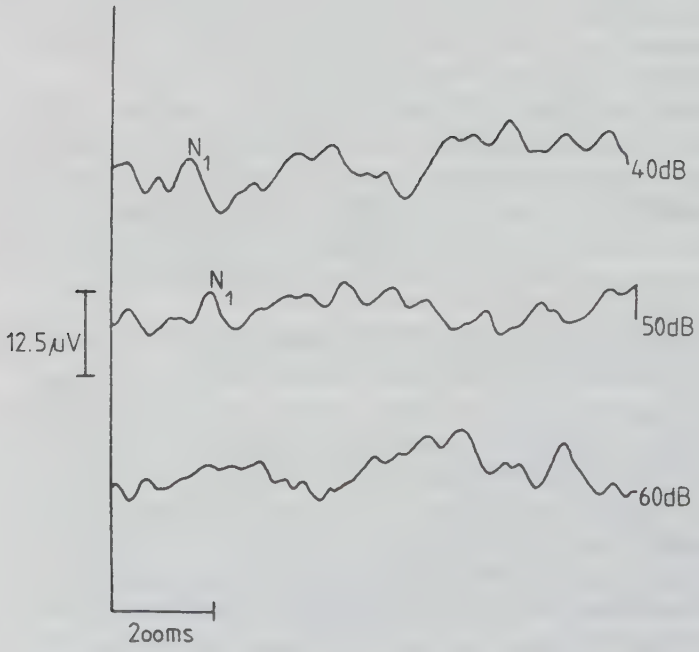

Abb. 27,1 Vertex-Potentiale im Hintergrund-Störpegel bei der Approximation der Mithörschwellen Testtonpegel = 60dBSPL

Abb. 27,2

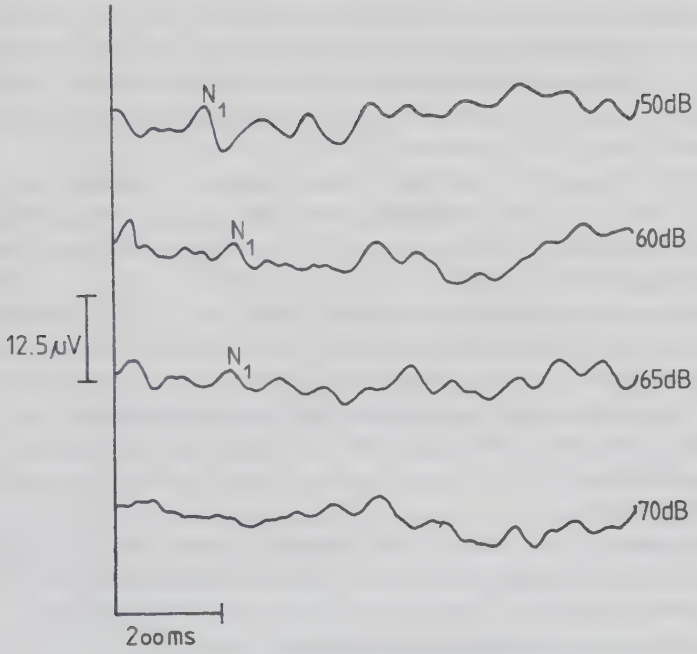

Abb. 27,2 Vertex-Potentiale im Hintergrund-Störpegel bei der Approximation der Mithörschwellen Testtonpegel = 60dBSPL

Die Abbildung 27 zeigt das Vertex-Potential im Hintergrundstörpegel bei 2 Versuchspersonen beim Übergang vom überschwelligen zum mithörschwellennahen Bereich. Die in der Abbildung angegebenen dB-Werte bezeichnen den Pegel des Gleichmässig Verdeckenden Rauschens bei einem Ton von konstant 60dB.
Die Abbildung verdeutlicht, dass bei niedrigem Hintergrundstörpegel Vertex-Potentiale im mithörschwellennahen Bereich ohne Schwierigkeit zu identifizieren sind und eine nur geringe Verwechslungsmöglichkeit mit falsch positiven Artefakten besteht. Bei kooperationsunwilligen klinischen Patienten und bei motorisch unruhigen Kindern sind bedingt durch die erhöhte Hintergrundstör-

aktivität ungünstigere Ergebnisse objektiver Verdeckungsmessungen als bei den für die hier vorliegenden Untersuchungen gemessenen freiwilligen Probanden zu erwarten (s. auch Abb. 25).
Die Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales bei der Verdekkung mit Gleichmässig Verdeckendem Rauschen zeigt für das Verhalten der N_1-Latenzzeit eine für alle Testfrequenzen gemeinsame Tendenz (Abb. 18,1; 18,2 und Abb. 19).
Nach zunächst flachem Kurvenverlauf kommt es bei Testtonpegeln die etwa 20-30dB über dem Geräuschniveau liegen mit steigender Geräuschintensität zu einem steilen Anstieg der N_1-Latenzzeiten, der bis zum Erreichen der Mithörschwellen anhält.
Ein ähnliches Verhalten der N_1-Latenzen wird von Freigang et al. (13) für objektive Verdeckungsmessungen mit Weissem Rauschen angegeben. Nach deren Angaben münden die Input-Output-Kurven der N_1-Latenz bei elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen bei Testtonpegeln die etwa 30dB über dem Geräuschniveau liegen in die Input-Output-Kurven der N_1-Latenz bei elektrophysiologischen Reintonmessungen ein.
Eine Beurteilung der in den eigenen Untersuchungen ermittelten Schwankungsbreiten der N_1-Latenz von 10-40 Millisekunden erscheint nicht möglich, da in der Literatur vergleichbare Angaben für elektrophysiologische Verdeckungsmessungen fehlen.
Die N_1P_2-Amplituden des Vertex-Potentiales bei Verdeckungsmessungen mit Gleichmässig Verdeckendem Rauschen zeigen eine mit steigendem Geräuschpegel abnehmende Tendenz (Abb. 20,1; 20,2 und Abb. 21).
Die Korrelation von N_1P_2-Amplitude und Geräuschintensität ist dabei weniger deutlich und einheitlich als die Korrelation von N_1-Latenzzeit und Geräuschintensität (s. Abb. 19 und Abb. 21).
Bei Testtonpegeln die etwa 20dB über dem Geräuschniveau liegen kommt es zu einem steilen Abfall der N_1P_2-Amplituden der mit steigender Geräuschintensität bis zum Erreichen der Mithörschwellen anhält.
Ein ähnliches Verhalten der N_1P_2-Amplituden wird wiederum von Freigang et al. (13) für objektive Verdeckungsmessungen mit Weissem Rauschen berichtet; nach deren Untersuchungen beginnt der

steile Abfall der N_1P_2-Amplituden bereits bei Tonpegeln die etwa 30dB über dem Geräuschniveau liegen.
Davis et al. (19) geben für objektive Verdeckungsmessungen mit Schmalbandrauschen ebenfalls einen steilen Abfall der N_1P_2-Amplituden des Vertex-Potentiales beginnend bei Tonpegeln die etwa 20dB über dem Geräuschpegel liegen zum schwellennahen Bereich hin an.
Übereinstimmend berichten Davis (10) und Freigang (13), dass die Input-Output-Kurven der N_1P_2-Amplituden bei elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen bei Tonpegeln die etwa 30dB über dem Geräuschniveau liegen in die Input-Output-Kurven der N_1P_2-Amplituden bei elektrophysiologischen Reintonmessungen einmünden.
Eine Beurteilung der bei den eigenen Untersuchungen ermittelten Schwankungsbreiten der N_1P_2-Amplituden von 2.5-10 Mikrovolt erscheint nicht möglich, da in der Literatur vergleichbare Angaben für elektrophysiologische Verdeckungsmessungen fehlen. Ein Vergleich der Input-Output-Funktion von N_1-Latenzzeit und N_1P_2-Amplitude zeigt für die N_1P_2-Amplitude grössere interindividuelle Schwankungsbreiten als für die N_1-Latenz. Zugleich besteht für die N_1P_2-Amplituden eine weniger deutlich ausgeprägte Korrelation zur Reizintensität.
Diese für elektrophysiologische Verdeckungsmessungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen gültige Aussage steht in Übereinstimmung mit den von Kollár (21) für die Input-Output-Funktion von N_1-Latenz und N_1P_2-Amplitude bei elektrophysiologischen Reintonmessungen angegebenen individuellen Schwankungsbreiten. Folglich gilt auch für elektrophysiologische Verdeckungsmessungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen die von Kollár (21) für elektrophysiologische Reintonmessungen getroffene Feststellung, dass bei der Bewertung gemittelter akustisch-evozierter Potentiale die Latenzzeit den gegenüber der Amplitude verlässlicheren und aussagekräftigeren Parameter darstellt.

Die an 2 Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment gewonnenen Ergebnisse elektrophysiologischer geräuschaudiometrischer Untersuchungen lassen die im Hinblick auf das kleine Probanden-

kollektiv eingeschränkte Feststellung zu, dass bei Probanden mit niedrigem Störanteil im EEG die Diagnose der Hörstörung mittels objektiver geräuschaudiometrischer Untersuchungen möglich ist. Die Differenzierung von retrocochleären Hörstörungen anhand der Vertex-Potentiale gelingt dabei ebenfalls.
Bei Porbanden mit hohem Störanteil im EEG ist die Diagnose der Hörstörung mittels objektiver Geräuschaudiometrie nicht mehr sicher zu stellen; die Differenzierung von Innenohrschwerhörigkeit und Hörnervenschwerhörigkeit anhand der Vertex-Potentiale ist nicht möglich.
Daraus ergibt sich die Schlussfolgerung, dass die objektive Geräuschaudiometrie in der otologischen Diagnostik und Differentialdiagnostik cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen als zusätzliche audiologische Massnahme von diagnostischer Bedeutung ist, der Aufbau einer otologischen Diagnose allein auf objektiven geräuschaudiometrischen Daten erscheint jedoch nicht gegeben, da dies zu vermeidbaren Fehldiagnosen führen kann.

3.7 Zusammenfassung

Die für die vorliegende Arbeit mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen durchgeführten Verdeckungsmessungen ergaben für die auf psychoakustischem und elektrophysiologischem Wege ermittelten Mithörschwellen Differenzen in der Grössenordnung von etwa 5-15dB. Die gemessenen Differenzen von subjektiven und objektiven Mithörschwellen liegen damit innerhalb der in der Literatur (8, 33, 34, 44, 45) für die Differenzen von subjektiven und objektiven Hörschwellen angegebenen Grössenordnung.

Die Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales untersucht an den Potentialkomponenten N_1 und P_2 zeigt bei der Verdeckung mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen einen charakteristischen Verlauf, der insbesondere für das Latenzzeitverhalten der Potentialkomponente N_1 eine deutliche Tendenz zeigt: mit steigender Geräuschintensität kommt es nach zunächst flachem Kurvenverlauf bei Testtonpegeln die etwa 35dB über dem Geräuschniveau liegen zu einem steilen Anstieg der N_1-Latenzzeit, der sich bis zum Erreichen der Mithörschwelle fortsetzt.
Bei Freigang et al. (13) finden sich hiermit übereinstimmende vergleichbare Angaben für elektrophysiologische Verdeckungsmessungen.
Die in den eigenen Untersuchungen gemessene maximale Differenz der Zentralwerte der N_1-Latenz liegt bei etwa 25 Millisekunden. Die maximal gemessene wahrscheinliche Schwankung liegt bei etwa 40 Millisekunden.
Ein frequenzabhängiges Verhalten der N_1-Latenzzeit für die getesteten Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz besteht den eigenen Messergebnissen zufolge nicht.
Die N_1P_2-Amplituden zeigen bei Verdeckungsmessungen mit dem GVR eine mit steigender Geräuschintensität abnehmende Tendenz; im überschwelligen Bereich ist dieses Verhalten nicht sehr deutlich ausgeprägt. Bei Tonpegeln die etwa 20dB über dem Geräuschniveau liegen kommt es mit steigender Geräuschintensität zu einem steilen Abfall der N_1P_2-Amplituden, der bis zum Erreichen der Mithörschwelle anhält.

Bei Davis et al. (10) sowie Freigang et al. (13) finden sich Angaben, die den in den eigenen Experimenten gemessenen steilen Abfall der N_1P_2-Amplituden im mithörschwellennahen Bereich bei geräuschaudiometrischen Untersuchungen bestätigen.
Die maximale Schwankungsbreite der in den eigenen Untersuchungen gemessenen Zentralwerte korrespondierender N_1P_2-Amplituden liegt bei etwa 5 Mikrovolt.
Die maximale gemessene wahrscheinliche Schwankung liegt bei etwa 10 Mikrovolt.
Ein frequenzabhängiges Verhalten der N_1P_2-Amplitude für die getesteten Frequenzen 500Hz, 1000 Hz, 2000Hz und 4000 Hz besteht den eigenen Messergebnissen zufolge nicht.

Die Input-Output-Funktion der N_1-Latenzzeiten ist bei elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen ebenso wie bei elektrophysiologischen Reintonmessungen geringeren interindividuellen Schwankungen als die Input-Output-Funktion der N_1P_2-Amplituden unterworfen. Als Kriterium bei der Auswertung elektrophysiologischer Verdeckungsmessungen mit dem GVR ist die N_1-Latenz der N_1P_2-Amplitude daher vorzuziehen.

Das kleine Kollektiv von 2 Fällen pathologischen Gehörs die für die vorliegende Arbeit untersucht wurden, lässt über die Aussagekraft elektrophysiologischer geräuschaudiometrischer Untersuchungen in der Diagnostik und Differentialdiagnostik cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen nur beschränkte Aussagen zu.
Bei der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment zeigt das Vertex-Potential bei der Verdeckung mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen im überschwelligen Bereich ein dem Normalhörenden entsprechendes Verhalten.
Nach Angaben von Freigang et al. (13) ist das Verhalten der Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales bei der Verdeckung mit Weissem Rauschen beim Recruitmentschwerhörigen und Normalhörenden identisch.
Bei der Hörnervenschwerhörigkeit zeigt sich auch bei elektrophysiologischen geräuschaudiometrischen Untersuchungen mit dem Gleichmässig Verdeckenden Rauschen die abnorm starke Verdeckbarkeit von Tönen im Geräusch.

Die eigenen Untersuchungen haben gezeigt, dass objektive geräuschaudiometrische Untersuchungsmethoden als zusätzliche audiologische Massnahme im Prinzip zur Diagnose und Differentialdiagnose cochleärer und retrocochleärer Hörstörungen geeignet sind.

Die prinzipiellen Nachteile der elektrischen Reaktionsaudiometrie dürfen aber dabei nicht ausser Acht gelassen werden.
Die ERA stellt ein relativ störanfälliges Messverfahren dar, besonders im schwellennahen Bereich besteht die Gefahr der Artefakteinstreuung in Form falsch positiver oder falsch negativer Artefakte, was sich besonders in der Kinderaudiometrie verhängnisvoll auswirken und zu Fehldiagnosen führen kann, zumal gerade bei Kindern psychoakustische audiometrische Daten oft nur schwer zu erhalten sind. In Einzelfällen, vorzugsweise im frühen Kindesalter (s. 16), kann es zu atypischen Potentialverläufen kommen, unter Umständen sogar zu einem völligen Ausfall der ERA-Resultate.

Aufgrund der angeführten Fehlermöglichkeiten erscheint der Einsatz elektrophysiologischer geräuschaudiometrischer Untersuchungsmethoden nur im Zusammenhang mit den bewährten psychoakustischen audiometrischen Verfahren sinnvoll; eine otologische Diagnostik allein auf elektrophysiologischen geräuschaudiometrischen Daten basierend erscheint nicht empfehlenswert.

4. Stapediusreflexaudiometrie und ERA

Die Gemeinsamkeit beider audiometrischer Verfahren liegt in ihrer Bedeutung für die Diagnostik der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment (22, 36). Damit stellt sich die Frage nach einer kombinierten Verwendung von Stapediusreflexaudiometrie und ERA in der Diagnostik der Recruitmentschwerhörigkeit. Zur Beantwortung dieser Fragestellung erscheint es zunächst notwendig festzustellen, ob ein nachweisbarer Zusammenhang zwischen der Stapediusreflexschwelle und der Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales an der Reflexschwelle existiert. Zu diesem Zweck wurden an 13 normalhörenden Versuchspersonen Experimente mit der ERA und der Stapediusreflexaudiometrie als kombiniertes audiometrisches Verfahren durchgeführt.

4.1 Der akustische Stapediusreflex

4.1.1 Physiologische Grundlagen

Die funktionelle Bedeutung der Binnenmuskeln des Mittelohres liegt in der Interaktion in der Luft-Flüssigkeit-Impedanzanpassung von äusserem Gehörgang und Innenohr durch den Trommelfell-Gehörknöchelchen-Apparat (TGA) des Mittelohres.
Für den Musculus stapedius ist diese Funktion bewiesen, über die Funktion des Musculus tensor tympani gehen die Ansichten derzeit noch auseinander (3, 6, 11, 25, 48).

F.O.= ovales Fenster des Innenohres
M.= Ligamentum anulare stapedis
M.St.= Musculus stapedius

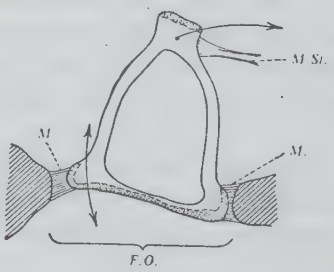

Abb. 28 aus Rein, H.; Schneider, M.; (31) Physiologie des Menschen 16. Aufl., Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1973

Die Abblidlung 28 verdeutlicht die Wirkungsweise des Musculus stapedius. Die eingezeichneten Pfeile geben die Richtungsverlagerung des Steigbügels bei Muskelkontraktion an.

Die reflektorische Kontraktion des Musculus stapedius bewirkt eine Auswärtsbewegung und gleichzeitige Kippung des Stapes wodurch die Position der Stapesfussplatte im ovalen Fenster verändert wird. Diese Richtungsverlagerung des Steigbügels führt zu einer Änderung der Achsenstellung des Trommelfell-Gehörknöchelchen-Apparates. Hieraus resultiert eine Veränderung des Schwingungszustandes des TGA und damit eine Veränderung der Schalleitungsübertragung im Mittelohr.
Borg (4) spricht von einer partiellen Entkopplung von Mittelohr und Cochlea.
Die Änderung der Schalleitungsverhältnisse im Mittelohr bedingt durch die reflektorische Muskelkontraktion ist ein wesentlicher Bestandteil des Vorganges der Impedanzanpassung von äusserem Gehörgang und Innenohr.

4.1.2 Reflexbogen und Charakteristika des Stapediusreflexes

Die Innervation des Musculus stapedius erfolgt über den Nervus facialis (N. VII), ihre Regelung erfolgt reflektorisch über den Stapediusreflexbogen.

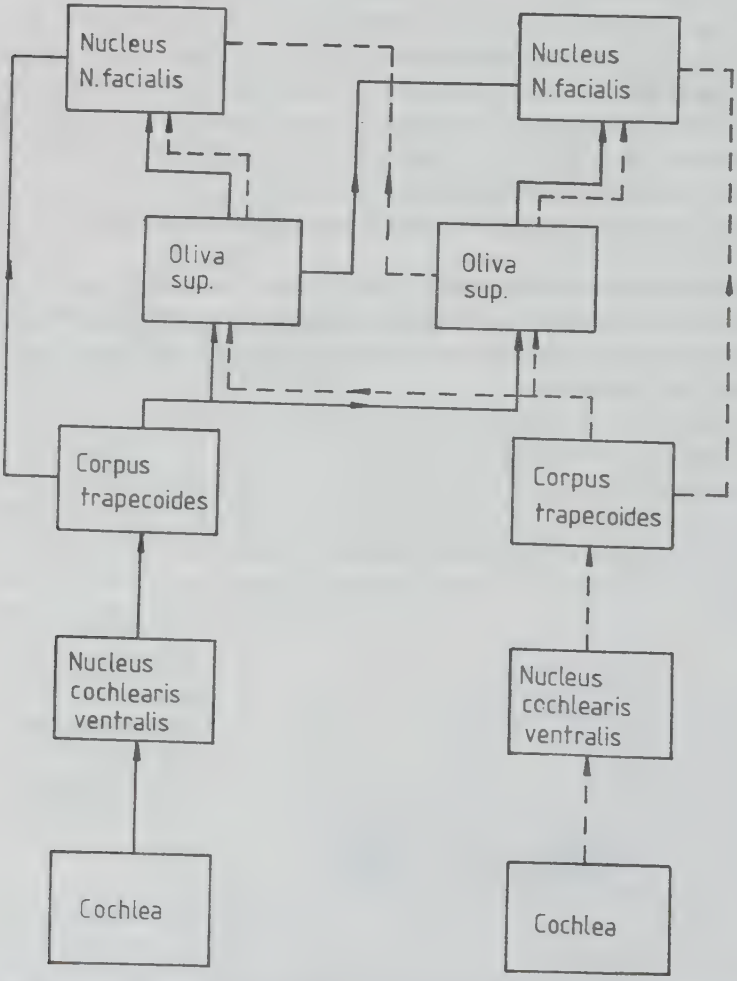

Abb. 29 Stapediusreflexbogen, nach Borg, E. (2) für Untersuchungen am Kaninchen, aus Journal of Brain Research 49, 1973

Wie die Abblidung 29 zeigt, handelt es sich beim Stapediusreflex um einen konsensuellen Reflex, d.h. ein adäquater monauraler Reiz führt zur Reflexauslösung und Muskelkontraktion im Reizohr und im Gegenohr. Die Reflexauslösung im Reizohr kann auf direktem Wege über den Nucleus cochlearis ventralis und das Corpus trapecoides oder via Interneuronen in der Oliva superior erfolgen. Die Konsensualität des Reflexes ermöglicht auch die Reflexauslösung von kontralateral. Bei der kontralateralen Reflexauslösung gibt die Impedanzänderung im Messohr bzw. Sondenohr Auskunft über die Funktion der Mittelohrmechanik des Sondenohres und über das Hörvermögen des akustisch gereizten Gegenohres. Entsprechend der Länge der Reflexbahn und der Anzahl neuronaler Schaltstellen zeigt die Reflexauslösung eine gewisse Latenz zum Reizeinsatz.

Klinke (19) gibt für Impedanzmessungen Latenzzeiten von 15 ms für das Einsetzen der Muskelkontraktion und 65 ms für das Erreichen der vollen Muskelkontraktilität an.

Møller (25) gibt für Impedanzmessungen Latenzzeiten zwischen 25 ms für hohe Reizintensitäten und 150 ms in Schwellennähe an. Die Reflexamplitude zeigt eine direkte Proportionalität zur Reizstärke (14). Das Maximum der Reflexamplitude liegt bei Reizstärken von etwa 20dB über dem Reflexschwellenpegel (28). Die Reflexamplitude zeigt eine Abhängigkeit von der Beschallungsfrequenz. Sie ist am grössten für Frequenzen zwischen 500 Hz und 2000 Hz und zeigt ein Minimum bei 4000 Hz (14, 28).

Die Stapediusreflexschwelle liegt beim Normalhörenden für Tonstimuli zwischen etwa 70dB und 95db Hearing-Level (1, 14, 25, 28, 48). Draf und Leitner (11) fanden für computergemittelte Reflexschwellen um etwa 10dBHL niedrigere Werte.

Bei der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment im Reizohr kommt es bereits bei Schallpegeln von weniger als 60dBHL zu einer messbaren Reflexauslösung im Sondenohr (sog. Metz-Recruitment) (23, 36).

Über die Bedeutung des akustischen Mittelohrreflexes für das Ohr selbst besteht derzeit noch Uneinigkeit (6, 11).

Die diagnostische Bedeutung des kontralateral ausgelösten Stapediusreflexes liegt in der indirekten Hörschwellenbestimmung bei Kindern und psychisch Tauben.

Außerdem dient die Messung des kontralateral ausgelösten Stapediusreflexes der Erfassung des Metz-Recruitments wobei eine Verringerung der Hörschwellen-Stapediusreflexschwellen-Differenz auf 60dB und weniger beim Innenohrschwerhörigen für das Vorliegen eines Recruitments spricht.

4.1.3 Messmethoden zur Registrierung der Kontraktion des Musculus stapedius

1. Elektromyographie
2. Messung von Trommelfellbewegungen
3. Registrierung von Änderungen des cochleären Mikrophonpotentiales
4. Messung der akustischen Impedanz bzw. Impedanzänderung

Die letztgenannte Messmethode stellt das klinisch bedeutungsvollste Verfahren zur Registrierung von Kontraktionen des Musculus stapedius dar.

Das zugrundeliegende Prinzip ist folgendes:
Trifft eine Schallwelle auf das Trommelfell, so wird ein Teil dieser Schallwelle vom Trommelfell aufgenommen und über den TGA an das Innenohr weitergeleitet, ein Teil der Schallwelle jedoch wird vom Trommelfell reflektiert. Das Verhältnis von reflektiertem zu fortgeleitetem Schall ist abhängig von der akustischen Impedanz des TGA. Die Impedanz des TGA ist abhängig von der Schwingungsfähigkeit des TGA, die aber einer Beeinflussung durch den Kontraktionszustand des Musculus stapedius unterliegt. Es besteht somit eine Beziehung zwischen dem Kontraktionszustand des Musculus stapedius und der Impedanz des TGA. Aus dem am Trommelfell reflektierten Schallwellenanteil lassen sich daher Rückschlüsse auf die Funktionsfähigkeit des Musculus stapedius und die Intaktheit seines Reflexbogens ziehen.

Die Abbildung 30 zeigt eine Messbrücke zur Registrierung der durch die Stapediuskontraktion bewirkten Impedanzänderung. Gemessen wird die Relation von reflektiertem zu fortgeleitetem Schallwellenanteil. Hierzu wird der äussere Gehörgang durch einen Gummistopfen in den 3 Hohlsonden, zur Druckmessung, zur Tonzuleitung und zur Tonableitung, eingelassen sind, verschlossen. Über die Tonzuleitung wird ein Messton auf das Ohr geleitet; Amplitude und Phasenverschiebung des reflektierten Anteiles werden über eine Messbrücke auf den Zeigerausschlag Null abgeglichen. Dadurch wird ein künstlicher Kompensationszustand herbeigeführt, der bei Beschallung mit einem Prüfton durch jede stapediusbedingte Impedanzänderung gestört wird. Die Änderung der Impedanz ist der

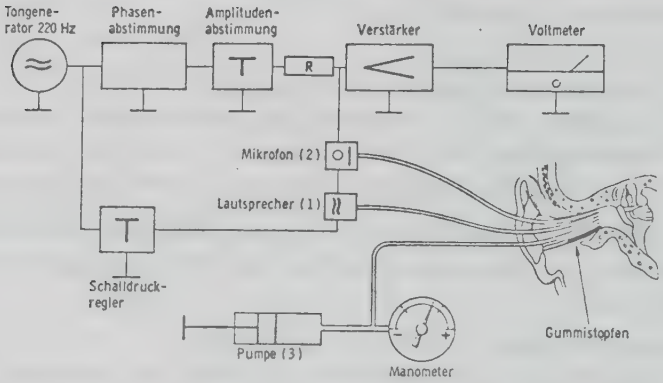

Abb. 30 aus Lehnhardt, E. (Langenbeck, B.) (23)
Lehrbuch der praktischen Audiometrie 4. Aufl.,
Thieme-Verlag Stuttgart 1970

Kontraktionsamplitude des Musculus stapedius proportional (25).

4.2 Eigene Experimente

Mit den für diese Untersuchung an 13 normalhörenden Probanden durchgeführten Experimenten soll geklärt werden, ob eine Korrelation zwischen der individuellen Stapediusreflexschwelle und dem Verhalten des Vertex-Potentiales an der Reflexschwelle nachweisbar existiert. Diese Fragestellung ist für die Diagnostik der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment von Interesse, da beide audiometrischen Verfahren für sich die Diagnose einer Recruitment-Schwerhörigkeit ermöglichen (22, 36).
Die Stapediusreflexaudiometrie zeigt bei der Recruitment-Schwerhörigkeit eine Erniedrigung der Reflexschwellen auf Schallpegel von 60dBHL und darunter (23, 36).
Das Vertex-Potential zeigt bei der Recruitment-Schwerhörigkeit längere Latenzzeiten der Potentialkomponenten im Schwellenbereich und eine mit steigender überschwelliger Reizintensität stärkere Abnahme der Latenzzeiten als beim Normalhörenden (22), wobei mit dem Eintritt des Lautheitsausgleiches die Latenzzeiten von Normalhörendem und Recruitment-Schwerhörigem identisch werden. Die Amplituden der Potentialkomponenten zeigen bei der Recruitment-Schwerhörigkeit eine mit steigender überschwelliger Reizintensität überproprotionale Grössenzunahme (24).
Die Korrelation von Reizintensität und Latenzzeit ist dabei deutlicher und konstanter als die Korrelation von Reizintensität und Amplitudenverhalten (22).
Findet sich beim Normalhörenden ein nachweisbarer Zusammenhang zwischen Stapediusreflexschwelle und Verhalten des Vertex-Potentiales an der Reflexschwelle, dann muss es auch für die Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment eine vergleichbare Korrelation geben, die mit der Stapediusreflexaudiometrie und der Elektrischen Reaktionsaudiometrie als kombiniertes Messverfahren erfassbar ist.

Ein derart kombiniertes audiometrisches Verfahren hätte den Vorteil der grösseren Sicherheit und Aussagekraft für die Recruitment-Diagnostik.
Für die Pädaudiologie böte sich der Vorteil der Verfügbarkeit objektiver audiometrischer Daten über die kindliche Hörfähigkeit, die zu einer optimalen Hörgeräteversorgung unabdingbar sind.

4.2.1 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Die umseitige Abbildung 31 zeigt den Versuchsaufbau des kombinierten Stapediusreflex-ERA-Messverfahrens.

Elektrodenanordnung für die ERA

Vertex-Mastoid des beschallten Ohres-Stirn

Audiometer

Krupp-Atlas-Audiometer Mod. EM 40

Impedanz-Messbrücke

Madsen ZO 70

Die Angaben der Schallpegel erfolgen in dBHL-ISO-Norm

(ISO=International Organization for Standardization)

EEG-Vorverstärker und EEG-Verstärker-Filter

Princeton Applied Research Pre-Amplifier Mod. Tm 113

Verstärkungsfaktor der eingehenden Signale: 10000

Frequenzbereich: 1-30 Hz

Computer

Nicolet Instruments Mod. SW-71A

Der Computerkanal I diente als Speicher der ERA-Messergebnisse.
Der Computerkanal II diente der Registrierung der gemittelten Stapediusreflexschwellen.
Der Computer wurde mit der Tonanstiegsflanke getriggert.
Seine Gesamtanalysezeit betrug 1000 ms.
Ein Messvorgang umfasste 16 Mittlungsschritte.
Der EEG-Monitor diente der fortlaufenden EEG-Kontrolle.

Steuereinheit

Hewlett-Packard-Pulse-Generator 8010A

Die Steuereinheit lieferte die Hüllkurve des Tonsignales und besorgte die Synchronisation von Reizeinsatz und Analysierzeit des Computers.

Dauer des Tonsignales : 500 ms

Tonanstiegsflanke und Tonabstiegsflanke: jeweils 25 ms

Messgraphenschreiber

Hewlett-Packard-XY-Recorder Mod. 7015A

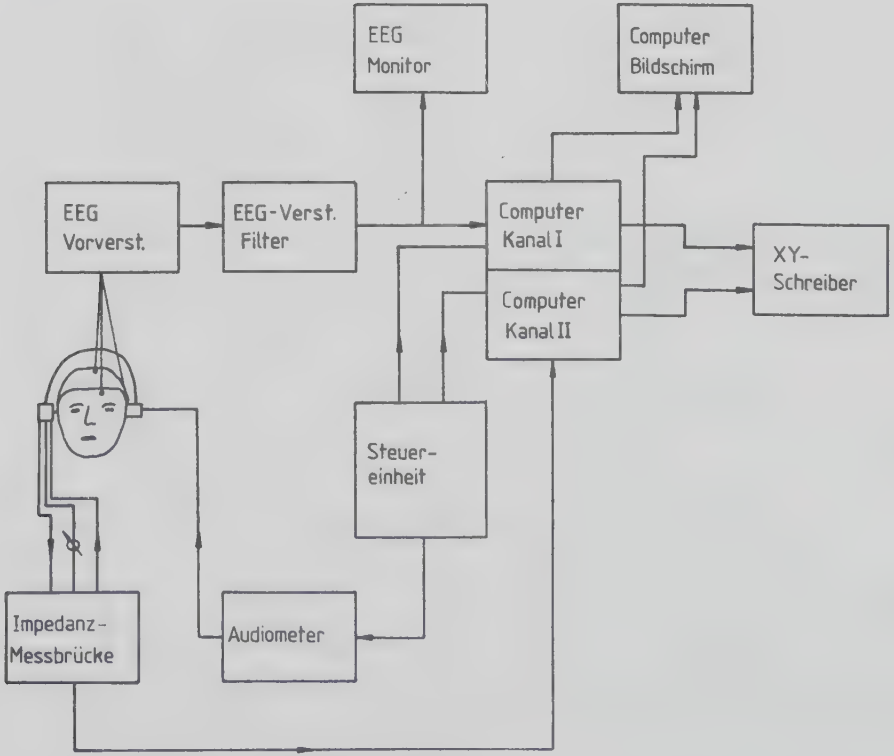

Abb. 31 Versuchsaufbau des kombinierten Stapediusreflex-ERA-Messverfahrens

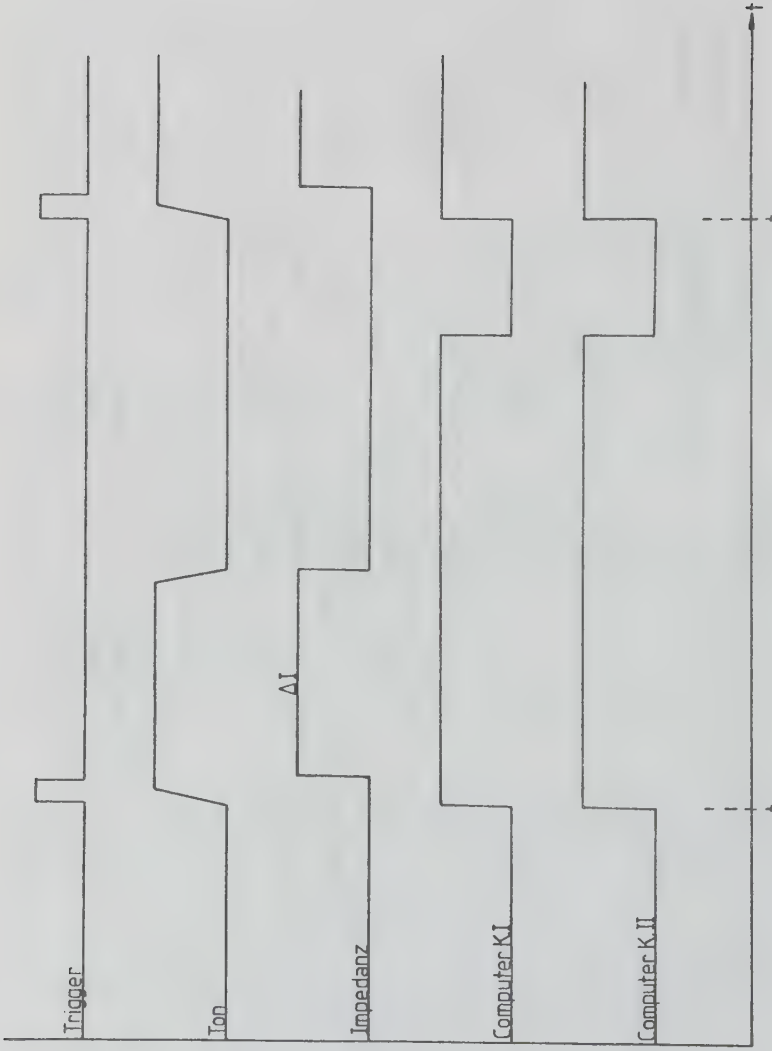

Abb. 32 Zeit-Liniendiagramm der kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Messmethode

Die Abbildung 32 zeigt den zeitlichen Ablauf der kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Messung in Abhängigkeit vom Reizeinsatz (Trigger).
Abszisse = Zeitachse; die Ordinate hat eine willkürliche Dimensionierung.

Bei allen Probanden wurde zunächst für die Testfrequenzen 500 Hz, 1000Hz und 2000Hz die Bestimmung der ungemittelten Stapediusreflexschwellen bei kontralateraler Reflexauslösung durchgeführt. Anschliessend erfolgte über das an den Nicolet-Computer angeschlossene Impedanzmessgerät die Bestimmung der gemittelten Stapediusreflexschwellen, wobei gleichzeitig mit dem ermittelten Reflexschwellenpegel eine Vertex-Potential-Messung auf dem Reizohr durchgeführt wurde.
Die gemessenen Vertex-Potentiale wurden gegen die individuellen computergemittelten Stapediusreflexschwellen graphisch aufgetragen und hinsichtlich Latenzzeit von N_1 und N_1P_2-Amplitude an der individuellen Stapediusreflexschwelle ausgewertet.

4.2.2 Versuchsergebnisse

Die umseitige Abbildung 33 zeigt das Ergebnis der kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Messung bei einer normalhörenden Versuchsperson für 500Hz, 1000 Hz und 2000 Hz.
Die angegebenen dB-Werte sind dB Hearing-Level-Werte.
Als Stapediusreflexschwelle gilt der Schallpegel der eine minimal messbare Impedanzänderung hervorruft.

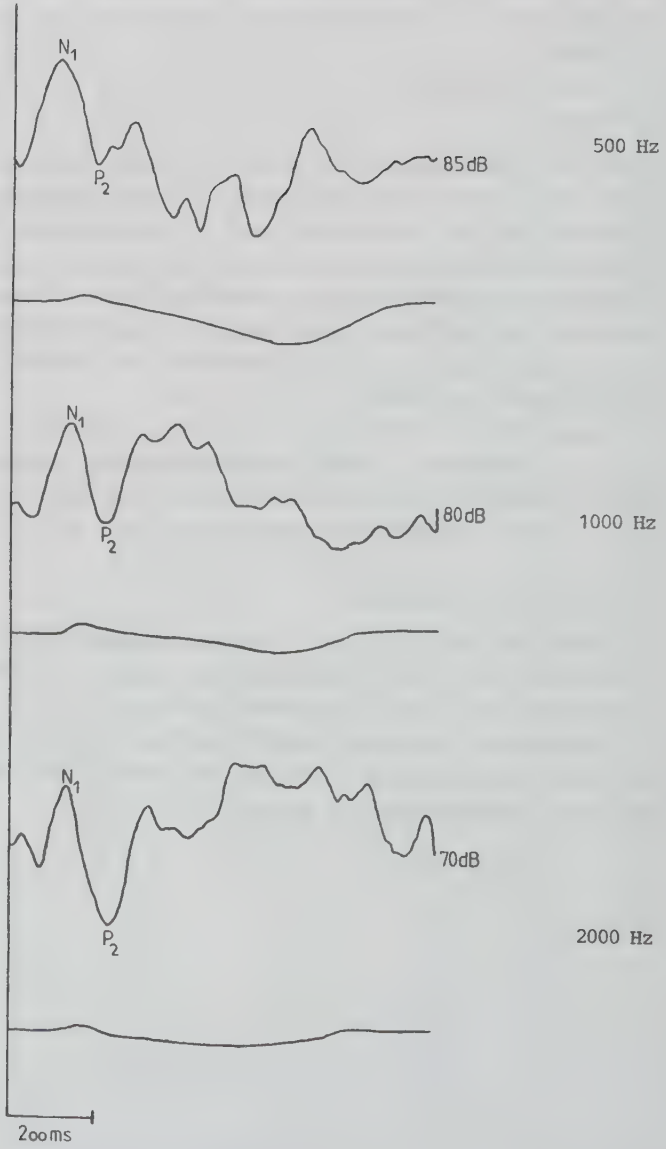

Abb. 33 Stapediusreflexschwellenbestimmung + ERA als kombiniertes Verfahren Schallpegel in dBHL

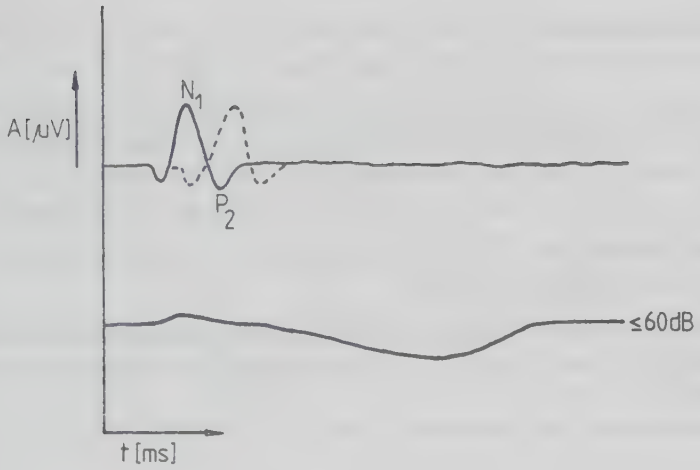

Abb. 34 Stapediusreflex und Vertex-Potential an der Reflexschwelle bei einer hypothetischen Recruitment-Schwerhörigkeit

Die Abbildung 34 zeigt das zu erwartende Verhalten von Stapediusreflexschwelle und Vertex-Potential an der Reflexschwelle bei einer hypothetischen Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment. Die Stapediusreflexschwelle liegt bei Schallpegeln von 60dBHL und darunter. Die N_1-Latenzzeit des Vertex-Potentiales entspricht bei eingetretenem Lautheitsausgleich der Latenzzeit Normalhörender (durchgezogene Linie), vor Eintritt des Lautheitsausgleiches nimmt die N_1-Latenz grössere Werte an als beim Normalhörenden (gestrichelte Linie), zeigt aber mit steigender überschwelliger Reizintensität eine stärkere Verkürzung als beim Normalhörenden (Nach Angaben von Kollár (22) erstellt). Die Latenzzeitverkürzung wird bei der Registrierung des Vertex-Potentiales jedoch nur aus Verlaufsbeobachtungen über ein breiteres Spektrum von Schallintensitäten ersichtlich. Die mit steigender überschwelliger Reizintensität überproportionale Grössenzunahme der N_1P_2-Amplitude bei der Recruitment-Schwerhörigkeit (8, 22, 24) wird ebenfalls nur aus Verlaufsbeobachtungen vom schwellennahen zum überschwelligen Bereich hin ersichtlich, kann also bei einer einzelnen

V-Potentialmessung mit dem individuellen Stapediusreflexschwellenpegel wie bei den eigenen Experimenten nicht erfasst werden.

Die umseitige Abbildung 35 zeigt einen Vergleich zwischen den ungemittelten (jeweils links) und den computergemittelten (jeweils rechts) Stapediusreflexschwellen für die Frequenzen 500 Hz, 1000Hz und 2000 Hz (Abszisse) in dB Hearing-Level (Ordinate).

Die Reflexschwellen sind als Zentralwerte (Z) mit wahrscheinlicher Schwankung angegeben.

Die Differenz der ermittelten Zentralwerte bewegt sich zwischen 6dB und 13dB zugunsten der computergemittelten Stapediusreflexschwellen.
Die wahrscheinliche Schwarkung liegt zwischen 5dB und 20dB.

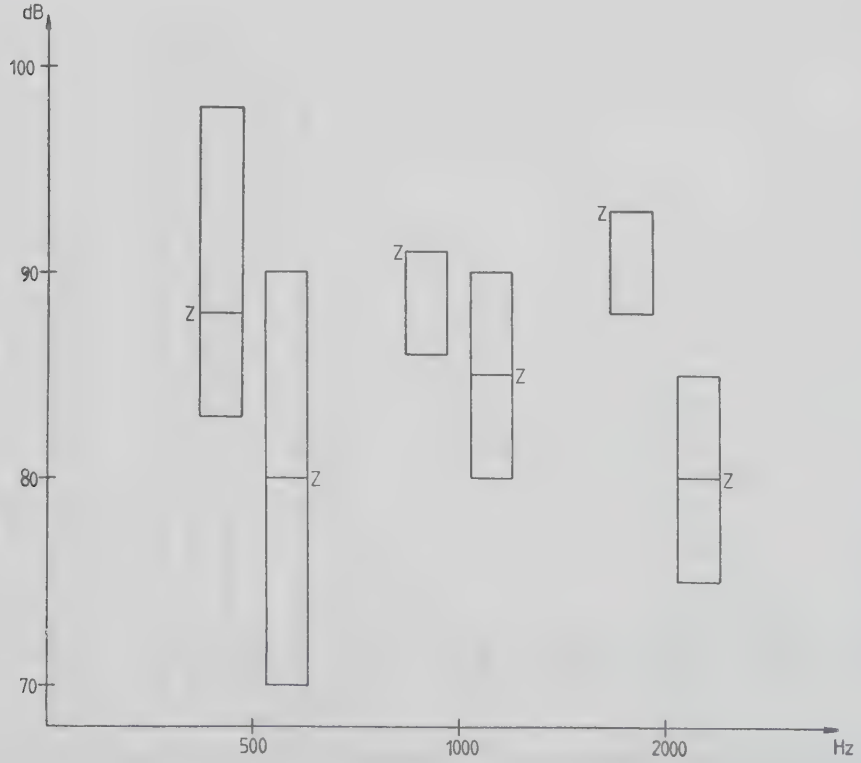

Abb. 35 gemittelte (re.) u. ungemittelte (li.) Stapediusreflexschwellen als Zentralwerte (Z) mit wahrscheinlicher Schwankung; Schallpegel in dBHL - ISO

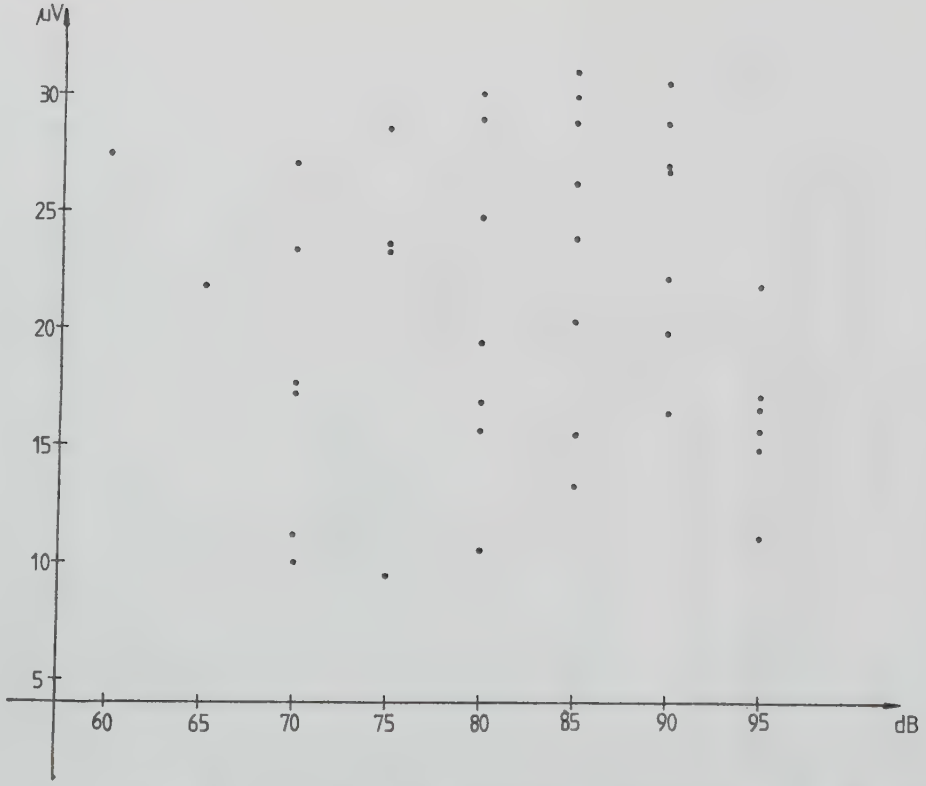

Abb. 36 N_1P_2-Amplitude in µV als Punktdiagramm in Abhängigkeit von den gemittelten Reflexschwellen in dBHL-ISO

Die Abbildung 36 zeigt das Verhalten der N_1P_2-Amplitude des Vertex-Potentiales in Mikrovolt (Ordinate) in Abhängigkeit von der Stapediusreflexschwelle in dBHL-ISO (Abszisse) im Scattergramm.

Die maximale ermittelte Schwankungsbreite der N_1P_2-Amplituden beträgt etwa 20 Mikrovolt.

Die umseitige Abbildung 37 zeigt das Verhalten der N_1-Latenzzeit des Vertex-Potentiales in Millisekunden (Ordinate) in Abhängigkeit von der Stapediusreflexschwelle in dBHL-ISO (Abszisse) im Scattergramm.

Die maximale ermittelte Schwankungsbreite der N_1-Latenzzeiten beträgt etwa 45 Millisekunden.

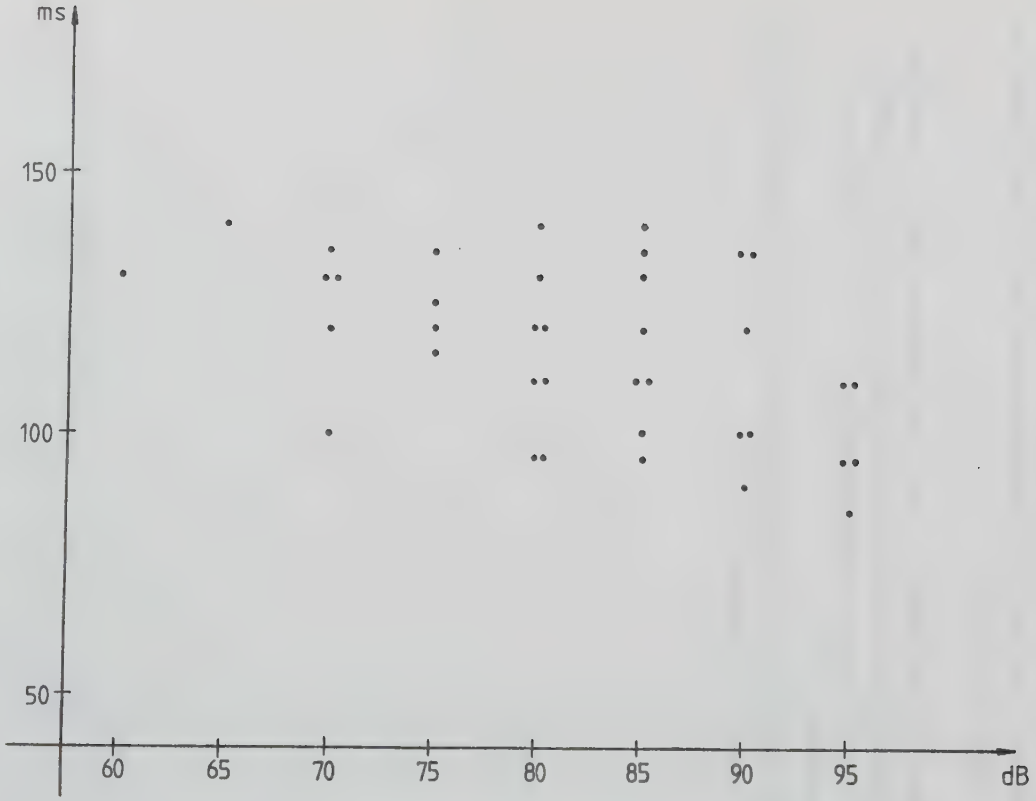

Abb. 37 N_1-Latenz in ms als Punktdiagramm in Abhängigkeit von den gemittelten Reflexschwellen in dBHL-ISO

4.3 Diskussion der Ergebnisse

Der Vergleich von computergemittelten und ungemittelten Stapediusreflexschwellen zeigt, dass die gemittelten Reflexschwellen in der Grössenordnung um 10dB niedriger liegen als die ungemittelten Reflexschwellen (Abb. 35).

Die in den hier vorliegenden Untersuchungen gemessene Differenz zwischen gemittelten und ungemittelten Stapediusreflexschwellen stimmt im wesentlichen mit den von Draf und Leitner (11) bestimmten Differenzen computergemittelter und ungemittelter Schwellen überein. Diese berichten von Reflexschwellendifferenzen in der Grössenordnung von 10-15dBHL.
Dies belegt die höhere diagnostische Aussagekraft computergemittelter Stapediusreflexschwellen.
Die in den eigenen Untersuchungen ermittelte Schwankungsbreite der Stapediusreflexschwellen liegt mit 5-20dB innerhalb der von Peterson und Lidén (28) angegebenen physiologischen interindividuellen Schwankungsbreite.

Die Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales zeigt sowohl für die N_1-Latenzzeiten als auch für die N_1P_2-Amplituden eine grosse Streubreite (Abb. 36 und Abb. 37). Erwartungsgemäss fällt die interindividuelle Streubreite der Latenzzeiten geringer aus als die der Potentialamplituden.

Die Angaben von Kollár (21) und die Ergebnisse der eigenen elektrophysiologischen Verdeckungsmessungen bestätigen dieses Verhalten.

Eine Korrelation zwischen Stapediusreflexschwelle und Vertex-Potential gemessen an der Reflexschwelle ist weder für die N_1-Latenzzeiten noch für die N_1P_2-Amplituden erkennbar (Abb. 33, Abb. 36 und Abb. 37). Bei zusätzlichen umfangreichen Untersuchungen die nach Abschluss der eigenen Experimente in der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Bonn durchgeführt wurden, konnten diese Ergebnisse bestätigt werden.
Um eine Aussage über eine mögliche Korrelation zwischen V-Potential und Stapediusreflex treffen zu können, bedarf es der

Registrierung des Vertex-Potentiales vom schwellennahen Bereich ausgehend bis zum Erreichen der Stapediusreflexschwelle, da eine nachweisbare Korrelation zwischen V-Potential und Stapediusreflex am ehesten aus dem Verlauf der Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales einschliesslich ihrer Schwankungsbreite ersichtlich ist.

Beim Recruitment-Schwerhörigen werden die Verhältnisse dadurch kompliziert, dass, den Angaben Kollár's (22) zufolge, das Latenzzeitverhalten bei eingetretenem Lautheitsausgleich mit dem Normalhörender identisch wird.

Das Ergebnis einer einzelnen V-Potentialregistrierung lässt demnach keine Rückschlüsse auf das Vorliegen einer Recruitment-Schwerhörigkeit zu (s. Abb. 34), allein die gegenüber dem Normalhörenden auf Schallpegel von 60dBHL und darunter erniedrigte Stapediusreflexschwelle ist von diagnostischem Wert.

Eine Aussage über das Vorliegen einer Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment ist folglich nur aus der Verlaufsbeobachtung der Input-Output-Funktion des V-Potentiales vom schwellennahen zum überschwelligen Bereich hin möglich.

Die gegenüber dem Normalhörenden im schwellennahen Bereich erhöhte Latenzzeit und die mit steigendem überschwelligem Schallpegel gegenüber dem Normalhörenden verstärkte Latenzzeitverkürzung sind dabei die für die Recruitment-Diagnostik mittels Vertex-Potential relevanten Parameter (28). Zusätzlich kann die beim Recruitment-Schwerhörigen mit steigendem überschwelligem Schallpegel überproportionale Grössenzunahme der Potentialamplituden (8, 22, 24) als diagnostisches Kriterium herangezogen werden.

Für die Recruitment-Diagnostik mittels der kombinierten Stapediusreflex-ERA-Messmethode verwertbare Resultate sind daher nur durch Modifikation der Versuchsbedingungen zu erwarten:
Die Vertex-Potentialmessung muss bei gleichzeitiger Stapediusreflexregistrierung vom schwellennahen Bereich kontinuierlich bis mindestens zu dem Schallpegel durchgeführt werden, bei dem der individuelle Lautheitsausgleich eintritt.

Als diagnostische Kriterien ergeben sich so der Vergleich der gemessenen Input-Output-Funktion mit der Input-Output-Funktion Normalhörender sowie die individuelle Stapediusreflexschwelle. In der dargestellten From sind von der kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Messung wertvolle Anhaltspunkte für die Recruitment-Diagnostik zu erwarten auch im Hinblick auf die grössere Genauigkeit der computergemittelten Stapediusreflexschwellen.

Eine weitere diagnostische Möglichkeit der kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Registrierung lässt sich aus der Tatsache ableiten, dass Stapediusreflexbogen und afferente zentrale Hörbahn bis zur Oliva superior praktisch identisch sind. Bei Hörstörungen deren Ursache zentral des oberen Olivenkomplexes liegt, ist daher bei der kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Messung ein normaler Ausfall des Stapediusreflexes bei gleichzeitigem pathologischem Ausfall, u.U. völligem Verschwinden, des Vertex-Potentiales zu erwarten.

Inwieweit dies diagnostisch, eventuell differentialdiagnostisch verwertbar ist, darüber kann an dieser Stelle mangels empirischer Daten keine konkrete Aussage gemacht werden. Eine empirische Untersuchung der hier angedeuteten zusätzlichen diagnostischen Möglichkeit des kombinierten Stapediusreflex- und ERA-Messverfahrens erscheint im Hinblick auf die erweiterte neuro-otologische Diagnostik zentraler Hörstörungen bei Kindern von besonderem Interesse.

4.4 Zusammenfassung

Bei den für die vorliegende Arbeit an 13 Normalhörenden durchgeführten Untersuchungen liegen die computergemittelten Stapediusreflexschwellen bei etwa 10dB niedrigeren Schallpegeln als die ungemittelten Stapediusreflexschwellen.
Dieses Ergebnis steht in Übereinstimmung mit den von Draf und Leitner (11) angegebenen Differenzen von computergemittelten und ungemittelten Stapediusreflexschwellen.

Die bei den eigenen Untersuchungen ermittelte Schwankungsbreite der Stapediusreflexschwellen liegt mit 5-20dB innerhalb der von Peterson und Lidén (28) angegebenen physiologischen interindividuellen Schwankungsbreite.

Bei gleichzeitiger Messung von Stapediusreflexschwelle und Vertex-Potential an der Reflexschwelle ist keine messbare Korrelation zwischen Stapediusreflexschwelle und Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales an der Reflexschwelle nachweisbar.

Die bei den eigenen Untersuchungen gemessene maximale Streubreite korrespondierender N_1-Latenzzeiten liegt bei etwa 45 Millisekunden; die maximale gemessene Streubreite korrespondierender N_1P_2-Amplituden liegt bei etwa 20 Mikrovolt.

Eine Verwertbarkeit der kombinierten Stapediusreflex-ERA-Messmethode in der erweiterten Diagnostik der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment ist unter den angeführten Versuchsbedingungen nicht gegeben, da das Verhalten von N_1-Latenzzeit und N_1P_2-Amplitude an der Stapediusreflexschwelle allein keine Rückschlüsse auf das Vorliegen einer Recruitmentschwerhörigkeit zulässt. Bei zusätzlichen umfangreichen Untersuchungen die nach Abschluss der eigenen Experimente in der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Bonn durchgeführt wurden, konnten diese Ergebnisse bestätigt werden.

Diagnostische Aussagekraft ist von der kontinuierlichen Vertex-Potentialmessung vom hörschwellennahen zum überschwelligen Bereich hin bei gleichzeitiger Stapediusreflexschwellenbestimmung zu erwarten.

Für die Recruitmentdiagnostik mittels kombinierter Stapediusreflex-ERA-Messung relevantes diagnostisches Kriterium ist dabei der mit steigender überschwelliger Schallintensität unterschiedliche Verlauf der Input-Output-Funktion von Recruitmentschwerhörigem und Normalhörendem sowie die individuellen Stapediusreflexschwellen.

Die Stapediusreflexschwelle ist bei der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment auf Schallpegel von 60dBHL und darunter erniedrigt (23, 36).

Die Input-Output-Funktion des Vertex-Potentiales bei der Innenohrschwerhörigkeit mit Recruitment zeigt einen mit steigender überschwelliger Schallintensität steileren Abfall der Latenzzeiten als beim Normalhörenden (22).

Die Amplituden der V-Potentialkomponenten zeigen gegenüber dem Normalhörenden mit steigender überschwelliger Schallintensität eine überproportionale Grössenzunahme (8, 22, 24).
Sie weisen jedoch grössere Schwankungsbreiten als die Latenzzeiten entsprechender Potentialkomponenten auf (21, 22 und Abb. 36, 37) und erscheinen daher für die Recruitmentdiagnostik mittels Vertex-Potential weniger geeignet als die Latenzzeiten der Potentialkomponenten.

Der normale Ausfall des Stapediusreflexes bei gleichzeitigem pathologischem Ausfall des Vertex-Potentiales bei der kombinierten Stapediusreflex-ERA-Registrierung kann möglicherweise zur erweiterten Diagnostik von Störungen der zentralen Hörbahn deren Ursache zentral des oberen Olivenkomplexes gelegen ist, herangezogen werden, da Stapediusreflexbahn und afferente zentrale Hörbahn bis zur Oliva superior identisch sind.

Über die diagnostische Aussagefähigkeit der kombinierten Stapediusreflex-ERA-Messmethode bei Hörstörungen deren Ursache zentral der Oliva superior liegt, können an dieser Stelle keine konkreten Aussagen gemacht werden.

Eine empirische Untersuchung dieser Fragestellung erscheint im Hinblick auf die erweiterte neuro-otologische Diagnostik zentraler Hörstörungen bei Kindern von besonderem Interesse.

5. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. BORG, E.; Acoustic Middle Ear Reflexes: A Sensory Control System
Acta Oto-laryngologica Suppl. 304, 1972, S. 3 ff.

2. BORG, E.; On the Neuronal Organization of the Acoustic Middle Ear Reflex
Brain Research 49, 1973, S. 101 ff.

3. BORG, E.; On the Change in the Acoustic Impedance of the Ear as a Measure of Middle Ear Reflex-Activity
Acta Oto-laryngologica 74, 1971, S. 163 ff.

4. BORG, E.; A Quantitative Study of the Effect of the Acoustic Stapedius Reflex on Sound Transmission through the Middle Ear of Man
Acta Oto-laryngologica 66, 1968, S. 461 ff.

5. BOS, C.E.; DE BOER, E.; Masking and Discrimination
Journal of the Acoustical Society of America 39, 1966, S. 708 ff.

6. CANCURA, W.; Der Einfluss der Binnenohrmuskulatur auf die Schallübertragung am Mittelohr
Monatsschrift für Ohrenheilkunde Laryngo-rhinologie 104, 1970, S. 3 ff.

7. CODY, D.T.R.; Cortical Evoked Response in Neuro-Otologic Diagnosis
Archives of Otolaryngology 97, 1973, S. 96 ff.

8. DAVIES, D.G.; ROBERTS, J.; An Evaluation of Cortical Audiometry
Proceedings of the Royal Society of Medicine 65, 1972, S. 367 ff.

9. DAVIS, H.; HIRSH, S.K.; SHELNUTT, J.; BOWERS, C.; Further Validation of Evoked Response Audiometry (ERA)
Journal of Speech and Hearing Research 10, 1967, S. 717 ff.

10. DAVIS, H.; BOWERS, C.; HIRSH, S.; Relations of the Human Vertex Potential to Acoustic Input: Loudness and Masking
Journal of the Acoustical Society of America 43, 1968, S. 431 ff.

11. DRAF, W.; LEITNER, H.; Neue Aspekte zur Funktion der Mittelohrmuskulatur durch Computer-Impedanzmessung
Audiotechnik 21, 1973, S. 9 ff.

12. FINK, A.; Physiological Correlate of Tonal Masking
Journal of the Acoustical Society of America 39, 1966, S. 1056 ff.

13. FREIGANG, B.; VON SPECHT, H.; OEKEN, F.W.; The Use of Masking in Evoked Response Audiometry
Audiology 13, 1974, S. 349 ff.

14. HABENER, S.A.; SNYDER, J.M.; Stapedius Reflex Amplitude and Decay in Normal Hearing Ears
Archives of Otolaryngology 100, 1974, S. 294 ff.

15. HALLEN, O.; Klinische Neurologie 2. Aufl.
Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1975

16. HANDROCK, M.; DORNACHER, M.; CLAUS, H.; Erste Erfahrungen mit der EEG-Audiometrie (ERA) bei Neugeborenen
Journal Francaise ORL Vol. 22-No. 2, 1973, S. 119 ff.

17. JOHANNSEN, H.S.; Zur Frequenzbreite des EEG-Vorverstärkers in der klinischen EEG-Audiometrie
Archive klin. exp. Ohren-Nasen-Kehlkopf-heilkunde 204, 1973, S. 62 ff.

18. KARNAHL, Th.; STANGE, G.; Ergebnisse bei der Standardisierung der Electric Response Audiometry (ERA)
Archive klin. exp. Ohren-Nasen-Kehlkopf-heilkunde 202, 1972, S. 452 ff.

19. KLINKE, R.; Physiologie des Hörens I
in Gauer, Kramer, Jung Bd. 12, Hören-Stimme-Gleichgewicht
Verlag Urban u. Schwarzenberg München-Berlin-Wien 1972

20. KLINKE, R.; SCHMIDT, R.F.; (Hrsg.) Physiologie des Hörens
in Grundriss der Sinnesphysiologie
Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1973

21. KOLLÁR, A.; Die Beziehungen zwischen Lautstärke, Latenzzeit und Amplitude in der EEG-Audiometrie
Monatsschrift für Ohrenheilkunde Laryngo-Rhinologie 105, 1971, S. 49 ff.

22. KOLLÁR, A.; Diagnose der Innenohrschwerhörigkeit mit evozierten Rindenpotentialen (ERA)
Monatsschrift für Ohrenheilkunde Laryngo-Rhinologie 105, 1971, S. 101 ff.

23. LEHNHARDT, E.; (LANGENBECK, B.) Lehrbuch der praktischen Audiometrie 4. Aufl.
Thieme-Verlag Stuttgart 1970

24. MARCO, I.; Cortical Audiometry
The Influence of Stimulus Intensity upon Evoked Auditory Potential in the Normal Person and in Cases of Hearing Loss with Recruitment
Acta Oto-laryngologica 73, 1972, S. 197 ff.

25. MØLLER, A.R.; The Acoustic Middle Ear Muscle Reflex
in Handbook of Sensory Physiology, Vol. V/1 Auditory System
Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1974

26. MOORE, B.C.J.; Mechanisms of Masking
Journal of the Acoustical Society of America 57 No. 2, 1975, S. 391 ff.

27. OPITZ, H.J.; Untersuchungen zur Entstehung und Maskierung von Tinnitus
Habilitationsschrift, Bonn 1973

28. PETERSON, I.L.; LIDÉN, G.; Some Static Characteristics of the Stapedial Muscle Reflex
Audiology 11, 1972, S. 97 ff.

29. PRICE, L.L.; ROSENBLÜT, B.; GOLDSTEIN, R.; SHEPHERD, D.; The Averaged Evoked Response to Auditory Stimulation
Journal of Speech and Hearing Research 9, 1966, S. 361 ff.

30. RAPIN, I.; RUBEN, R.; LYTTLE, M.; Diagnosis of Hearing Loss in Infants Using Auditory Evoked Responses
Laryngoscope 80, 1970, S. 712 ff.

31. REIN, H.; SCHNEIDER, M.; Physiologie des Menschen 16. Aufl.
Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1973

32. ROSE, D.E.; KEATING, L.W.; HEDGECOCK, L.D.; Aspects of Acoustically Evoked Responses
Archives of Otolaryngology 94, 1971, S. 347 ff.

33. ROSE, D.E.; KEATING, L.W.; HEDGECOCK, L.D.; MILLER, K.E.; SCHREURS, K.K.; A Comparison of Evoked Response Audiometry and Routine Clinical Audiometry
Audiology 11, 1972, S. 238 ff.

34. SANDT VAN DER, W.; Clinical Application of Evoked Response Audiometry
South African Medical Journal 43, 1969, S. 33 ff.

35. SCHUNICHT, R.; ESSER, G.; ERA Befunde bei zentralen Hörstörungen
Archive Oto-Rhino-Laryngology 206, 1974, S. 217 ff.

36. SCHWARTZ, D.M.; BESS, F.H.; Acoustic Reflex Measurements in Sensorineural Hearing Loss
Maico Audiological Library Series, Vol. XIV, Report Five, 1976

37. SMALL, A.; Pure Tone Masking
Journal of the Acoustical Society of America 31, 1959, S. 1619 ff.

38. SPILLMANN, T.; LEITNER, H.; EEG Audiometrie und Elektrocochleographie (ERA): Grundlagen und Methodik
Audiotechnik 24, 1975, S. 3 ff.

39. SPRENG, M.; Artifact Recognition and Diazepam in Electric Response Audiometry
Audiology 12, 1973, S. 137 ff.

40. SPRENG, M.; Langsame Rindenpotentiale, objektive Audiometrie und Psychoakustik
in Keidel, Physiologie des Gehörs
Thieme-Verlag Stuttgart 1975

41. SPYCHALA, P.; ROSE, D.E.; GRIER, I.B.; Comparison of the "On" and "Off" Characteristics of the Acoustically Evoked Response
International Audiology 8, 1969, S. 416 ff.

42. STANGE, G.; Topodiagnostik aus der ERA
Archive Oto-Rhino-Laryngology 206, 1974, S. 235 ff.

43. THEISSING, I.; Möglichkeiten zentraler Hörbahndiagnostik mittels Computeraudiometrie
Archive klin. exp. Ohren-Nasen-Kehlkopfheilkunde 189, 1967, S. 1 ff.

44. THEISSING, I.; Praktische Möglichkeiten der objektiven Computeraudiometrie
HNO 19, 1971, S. 123 ff.

45. THEISSING, I.; Kinderaudiometrie mittels ERA
HNO 21, 1973, S. 314 ff.

46. TIETZE, G.; PANTEW, Ch.; GALLE, E.; SASAMA, R.; PANTEW, M.; GABSCH; H.; Der aktuelle Stand der ERA
HNO-Praxis 2, 1976, S. 5 ff.

47. VOGTEN, L.L.M.; Pure Tone Masking: A New Result From a New Method
in Facts and Models in Hearing
Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1974

48. WEISS, H.S.; MUNDIE, J.R.; CASHIN, J.L.; SHINABARGER, E.W.; The Normal Intra- Aural Muscle Reflex in Response to Sound Acta Oto-laryngologica 55, 1962, S. 505 ff.

49. ZIMMERMANN, M.; SCHMIDT, R.F.; (Hrsg.) Sensorisches System in Grundriss der Neurophysiologie Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1972

50. ZWICKER, E.; FELDTKELLER, R.; Das Ohr als Nachrichtenempfänger S. Hirzel-Verlag Stuttgart 1956

51. ZWICKER, E.; Masking and Psychological Excitation as Consequences of the Ear's Frequency Analysis in Plomp-Smoorenburg Frequency Analysis and Periodicity Detection in Hearing A.W. Sijthoff-Verlag Leiden 1970

52. ZWICKER, E.; On A Psychoacoustical Equivalent of Tuning Curves in Facts and Models in Hearing Springer-Verlag Berlin-Heidelberg-N.Y. 1974

Ich danke Herrn Professor Dr. Becker für die grosszügige Bereitstellung der Arbeitsmöglichkeiten an der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Bonn.

Meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. Opitz, danke ich für die Überlassung des Promotionsthemas.

Für die hilfreiche Unterstützung bei der Durchführung der Experimente und bei der Ausarbeitung der vorliegenden Arbeit danke ich Herrn Professor Dr. Opitz, Herrn Dr. v. Wedel, sowie allen Mitarbeitern der Abteilung Audiologie an der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universität Bonn.

Lebenslauf

Ich wurde am 17. Mai 1953 als Sohn von Dr.med. Wilhelm-Rudolf Waidner und Ehefrau Hildegard Waidner zu Kordel, Kreis Trier, geboren.

Nach dem Besuch der Volksschule in Kordel wechselte ich im Jahre 1963 zum Staatlichen Max-Planck-Gymnasium in Trier, auf dessen mathematisch-naturwissenschaftlicher Abteilung ich im Mai 1971 das Abitur ablegte.

Im April 1972 nahm ich das Studium der Humanmedizin an der Universität Tübingen auf.

Im März 1973 legte ich das Vorphysikum an der Universität Tübingen ab.

Ab Oktober 1973 setzte ich das Studium an der Universität Bonn fort, wo ich im Oktober 1974 das Physikum ablegte. Im Oktober 1978 schloss ich mein Studium an der Universität Bonn mit der Ärztlichen Prüfung ab.

Die Approbation als Arzt wurde mir im Dezember 1978 erteilt. Im April 1979 wurde ich zur Ableistung des Wehrdienstes zur Bundeswehr einberufen.